

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004年3月4日 (04.03.2004)

PCT

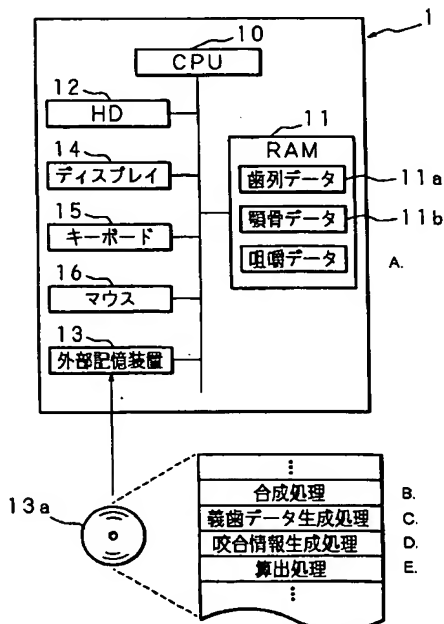
(10) 国際公開番号
WO 2004/017860 A1

- (51) 国際特許分類: A61C 19/00, 8/00 (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 財団
法人大阪産業振興機構 (OSAKA INDUSTRIAL PRO-
(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/010719 MOTION ORGANIZATION) [JP/JP]; 〒541-0053 大阪
府 大阪市 中央区本町1-4-5 Osaka (JP).
(22) 国際出願日: 2003年8月25日 (25.08.2003)
(25) 国際出願の言語: 日本語 (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 十河 基文
(26) 国際公開の言語: 日本語 (SOGO, Motofumi) [JP/JP]; 〒565-0871 大阪府 吹田市
山田丘 1-8 大阪大学歯学部附属病院内 Osaka (JP). 前
田 芳信 (MAEDA, Yoshinobu) [JP/JP]; 〒565-0871 大
阪府 吹田市 山田丘 1-8 大阪大学歯学部附属病院内
(30) 優先権データ: Osaka (JP). 堤 定美 (TSUTSUMI, Sadami) [JP/JP]; 〒
特願2002-245499 2002年8月26日 (26.08.2002) JP

[続葉有]

(54) Title: ARTIFICIAL TOOTH ROOT IMPLANTATION POSITION DETERMINING INSTRUMENT, ARTIFICIAL TOOTH
ROOT IMPLANTATION POSITION DETERMINING METHOD, GUIDE MEMBER MANUFACTURING DEVICE, SENSOR,
DRILL, ARTIFICIAL TOOTH MANUFACTURING DEVICE, COMPUTER PROGRAM, AND RECORDED MEDIUM

(54) 発明の名称: 人工歯根埋入位置特定装置、人工歯根埋入位置特定方法、ガイド部材製造装置、検知装置、ドリル、義歯製造装置、コンピュータプログラム及び記録媒体



14...DISPLAY
15...KEYBOARD
16...MOUSE
13...EXTERNAL STORAGE
11a...DENTITION DATA
11b...JAW BONE DATA
A...MASTICATION DATA
B...COMBINING
C...ARTIFICIAL DATA CREATION
D...OCCLUSION INFORMATION CREATION
E...CALCULATION

(57) Abstract: Dentition three-dimensional data and jaw-bone three-dimensional data are collected from a patient and they are combined. According to the combined data, dental crown data for making up for data on a lost tooth and occlusion data on a dental crown represented by the dental crown data are created. When an occlusion force according to the occlusion data is exerted on the occlusion face of a dental crown, a mechanical evaluation factor is produced in a jaw bone. The mechanical evaluation factor produced near the place where an artificial tooth root supporting a dental crown is to be implanted is calculated. The implantation place is determined so that the mechanical evaluation factor may be smaller and the mechanical load on the jaw bone from the opposed tooth during mastication may be lighter.

(57) 要約: 患者から3次元データとして、歯列データ及び顎骨データを取得し、これらのデータを合成する。この合成データに基づいて、欠損部分を補綴する歯冠データ、及び歯冠データが示す歯冠の咬合データを生成する。また、この咬合データに基づく咬合力を歯冠の咬合面に加えた場合に、この歯冠を支持する人工歯根を埋入する埋入位置の近傍の顎骨に発生する力学的評価因子を算出し、この力学的評価因子の値がより小さく、咀嚼時に対合歯から受ける顎骨の力学的負担がより小さくなるような埋入位置を特定する。

BEST AVAILABLE COPY



606-8507 京都府 京都市左京区聖護院川原町 53 京都
大学再生医科学研究所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 河野 登夫 (KOHNO, Takao); 〒540-0035 大阪
府 大阪市中央区 釣鐘町二丁目 4 番 3 号 河野特許事
務所 Osaka (JP).

(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB,
BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU,
ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT,
LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO,
NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ,
SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM,
AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許
(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB,
GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),
OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される
各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語
のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

人工歯根埋入位置特定装置、人工歯根埋入位置特定方法、
ガイド部材製造装置、検知装置、ドリル、義歯製造装置、
コンピュータプログラム及び記録媒体

技術分野

本発明は、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を、力学解析に基づき特定する人工歯根埋入位置特定装置、人工歯根埋入位置特定方法、その装置を実現するためのコンピュータプログラム、そのコンピュータプログラムを記録した記録媒体に関する。また、前記人工歯根埋入位置特定装置が生成したデータに基づいて、人工歯根窩洞を穿孔する際に用いるガイド部材を製造するガイド部材製造装置、人工歯根窩洞を穿孔する穿孔装置の穿孔方向を検知する検知装置、穿孔深さを示すマークが付され、穿孔装置に装着されるドリル、及び義歯を製造する義歯製造装置に関する。

背景技術

歯が欠損した場合、歯列における欠損部分において、粘膜下の顎骨を削ることにより所望の形状の人工歯根窩洞を形成し、形成した人工歯根窩洞に人工歯根（インプラント）を埋入させ、埋入した人工歯根に義歯を支持させることにより、前記欠損部分を補う治療が行われている。

人工歯根は、粘膜下に埋め込まれ、粘膜からの突出端に義歯が被されるため、従来から行われている入歯治療に必要なバネがなく見た目がよい。また、人工歯根により支持された義歯は、天然歯と同様の手入れのみでよく、安定性の点でも優れている。

上述のような人工歯根を埋入する場合、歯科医師は、各患者にお

いて歯が欠損した状態での歯型を取り、この歯型に基づき歯列模型を作製する。作製した歯列模型は歯科技工士に渡され、歯科技工士は、この歯列模型が示す各残存歯の形状から、欠損部分を補う歯冠の形状を予測し、この欠損部分に適合するワックス・アップと呼ばれるロウ義歯を形作る。次に歯科医師は、ワックスアップによるロウ義歯をアクリル樹脂に置き換えることにより診断用ステントを作製し、診断用ステントの歯部分の中央にドリルで穴を開け、穴の中にレントゲン不透過性のストッピングを嵌合させる。

更に歯科医師は、このような診断用ステントを患者の口腔内に装着した状態で、C T (Computed Tomography: コンピュータ断層撮影) 撮影を行ない、取得したC T画像及び歯列模型に基づいて、埋入すべき人工歯根の長さ、太さ、及び埋入位置を予測し、予測された長さ及び太さ等に対応した人工歯根を、例えばチタンによる既製の構造体(人工歯根)から選択する。

続いて歯科医師は、診断用ステントを外科処置用ステントに改造し、この外科処置用ステントを利用して、上述のように予測した埋入位置に、選択した人工歯根を埋入させるべくドリルにて人工歯根窩洞を穿設し、設けられた人工歯根窩洞に、チタン製の人工歯根を嵌合させることにより、人工歯根を適切な位置に埋入させる。更に、埋入させた人工歯根の粘膜における突出端部に、歯科技工士が形成した形状の義歯を被せることにより、患者の歯列に調和した義歯により欠損部分を補うことができる。

ここで、歯科医師は、C Tフィルム上で、診断用ステントの不透過性ストッピングの方向と顎骨の断面画像から、人工歯根を埋入すべき位置を予測するが、診断用ステントの不透過性ストッピングの方向が適切でない場合は、外科処置用ステントを歯科医師の勘と経験で修正することになる。また、C Tフィルムは2次元の画像であ

るため、歯及び顎骨の立体的把握が困難である。

例えば、下顎骨には下顎管と呼ばれる太い神経系があり、上顎には上顎洞と呼ばれる空洞があり、また、人工歯根を埋入させるべき欠損部分の近傍には、隣在する残存歯の歯根があり、これらの神経系、空洞及び残存歯の歯根等を確実に回避して人工歯根窩洞を穿孔することは非常に困難である。

そこで、２次元データをコンピュータ上で３次元データに構築し、この３次元データにおいてシミュレーションを可能とするマテリアライズ社製のシムプラント（SimPlant）や欧州特許出願公開第 E P 1 0 3 6 5 4 3 A 1 号明細書で開示されているシステムのように、C T データをコンピュータに入力してシミュレーションを行なうソフトウェアの開発が行なわれている。

しかし、上述したソフトウェアは、あくまでもシミュレーションを実行させるのみであり、実行させたシミュレーションの結果を更に利用して、マテリアライズ社製のサージケース（SurgiCase）や、特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 8 0 号公報、特表 2 0 0 1 - 5 2 3 5 0 9 号公報及び特開 2 0 0 3 - 8 8 5 3 7 号公報等で開示されているような、人工歯根窩洞の穿孔処理を補助するガイド孔を設けた補助部材が提案されている。

この補助部材を歯科医師が人工歯根窩洞の穿孔手術の際に用いることにより、各患者の C T 画像等に基づいて設けられたガイド孔の誘導に従った人工歯根窩洞の穿孔処理が可能となり、穿孔手術の経験が浅い歯科医師であっても、ある程度の安全性及び確実性を確保した手術を実現することができる。

しかし、例えば、患者が既治療の歯に金属製の被せ物をしている場合には、C T 撮影の際の X 線ビームが被せ物に反射し、取得した C T データにアーティファクトが生じてしまい、特に歯列部分の面

質が劣化して見づらいため、歯科医師が適切な人工歯根の埋入位置を予測することは困難であるという問題がある。

また、上述したような方法での人工歯根窩洞の穿孔手術では、解剖学的に安全な位置に人工歯根窩洞を穿孔することは可能であるが、咀嚼運動時に対合歯から受ける応力等により近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を全く考慮していないという問題がある。

また、口腔内においては、上述したような人工歯根窩洞の穿孔処理を補助する補助部材を確実に安定させることが比較的困難であり、加えて、仮に安定した補助部材を利用して穿孔手術を行なう場合であっても、穿孔手術は歯科医師が行なうため、人的エラーを確実に防止することは困難であるという問題がある。

更に、上述した方法においては、歯科医師が作製した患者の歯列模型に基づき、歯科技工士が最終的な義歯の形状を形成することが必要であり、歯列模型の作製及び歯科技工士の義歯形成のための技術、時間及び費用が必要であるという問題があった。

発明の開示

本発明は以上のような事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、各患者から取得した歯列の３次元データと顎骨のＣＴデータとを合成することで、画像アーティファクトのない合成データを生成し、生成した３次元の合成データに基づいて、各患者の粘膜下の顎骨及び各歯の歯根の形状等を立体的に把握し、下顎管、上顎洞及び隣在する歯根を十分に回避した人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置、人工歯根埋入位置特定方法、その装置をコンピュータで実現するためのコンピュータプログラム、及びそのコンピュータプログラムを記録した記録媒体を提供することにある。

また、本発明の他の目的は、埋入すべき人工歯根の位置の近傍の

顎骨に生じる力学的評価因子を考慮して埋入位置を特定することにより、咀嚼運動による顎骨の負担をより軽減した埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置を提供することにある。

更に、本発明の他の目的は、上述した人工歯根埋入位置特定装置にて生成した各種のデータを利用して、歯科医師が行なう人工歯根窩洞の穿孔手術を補助するガイド部材を製造するガイド部材製造装置、患者の歯列の欠損部分を補う義歯を製造する義歯製造装置を提供することにある。

また、ガイド部材を利用した穿孔手術における人的エラーをより軽減するために、人工歯根窩洞を穿孔する穿孔装置の穿孔方向を検知し、検知した穿孔方向が適切でない場合にその旨を報知する検知装置、上述した人工歯根埋入位置特定装置が特定した埋入位置に従った穿孔距離に基づいてマークが付され、穿孔装置に装着して使用されるドリルを提供することを本発明の他の目的とする。

更に、本発明の他の目的は、各データをデジタルデータとして取得して処理することにより、各処理をコンピュータにて実行させることが可能となり、歯科医師及び歯科技工士による作業の簡略化及び正確性の向上が図られる人工歯根埋入位置特定装置を提供することにある。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置において、前記歯列の3次元データを取得する歯列データ取得手段と、前記歯列に連なる顎骨の3次元データを取得する顎骨データ取得手段と、前記歯列データ取得手段が取得した歯列の3次元データ及び前記顎骨データ取得手段が取得した顎骨の3次元データを合成する合成手段と、該合成手段が生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを

生成する義歯データ生成手段と、該義歯データ生成手段が生成した義歯データを付加した合成データに基づいて、前記人工歯根の埋入位置の候補を複数受け付ける候補受付手段と、該候補受付手段が受け付けた候補から 1 つの埋入位置を特定する特定手段とを備えることを特徴とする。

本発明による場合は、歯列の 3 次元データと、この歯列に連なる顎骨の 3 次元データとを合成することにより、画像アーティファクトのない合成データを生成することができ画質の向上を図ることができる。また、この合成データに基づいて、各患者の粘膜下の顎骨及び各歯の歯根の形状等を立体的に把握することができ、下顎管、上顎洞及び隣在する歯根を十分に回避した人工歯根の埋入位置の特定が可能である。

また、得られた合成データから歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成し、生成した義歯データを付加した合成データに基づいて、解剖学的安全性及び力学的安定性を考慮した人工歯根の埋入位置の候補を受け付けた場合には、より解剖学的な安全性が高く、力学的な安定性が高い埋入位置を特定することが可能である。

尚、上述のように各データをデジタルデータとして取得することにより、人工歯根の埋入位置を特定するための各処理を、3 次元立体ならびに 2 次元平面画像により解剖学的に正確にコンピュータにて実行させることができるとともに、各データをファイル変換することで、予知性を期待できるような適切な埋入位置を力学解析により更に的確に決定することができる。また、各データの再利用が可能であり、各データを取得した時点で存在していた歯が、後日欠損した場合であっても、予め取得してある歯列及び顎骨の 3 次元データに基づき義歯を形成することができ、残存歯により適応した義歯及び該義歯を支持する人工歯根を植立させることが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、前記候補受付手段が受け付けた候補の夫々が示す埋入位置について、予め設定してある咬合力により夫々の近傍に生じる力学的評価因子を算出する力学的評価因子算出手段を備え、前記特定手段は、前記力学的評価因子算出手段が算出した力学的評価因子が最小である埋入位置を特定するように構成してあることを特徴とする。

本発明による場合は、候補として受け付けた複数の人工歯根の埋入位置について、所定の咬合力により夫々の近傍の顎骨に発生する力学的評価因子（力学的パラメータ）である主応力、相当応力、歪エネルギー等を算出し、算出した力学的評価因子の値が最小である埋入位置を特定することにより、埋入した人工歯根が近傍の顎骨に生じる力学的評価因子をより軽減した埋入位置を決定することが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、前記顎骨の３次元データは、前記顎骨の硬度情報を含んでおり、前記力学的評価因子算出手段は、前記硬度情報に基づいて前記力学的評価因子を算出するように構成してあることを特徴とする。

本発明による場合は、患者から取得した顎骨の３次元データに含まれる顎骨の各部における硬度情報に基づいて、候補として受け付けた夫々の埋入位置の近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を算出することにより、近傍の顎骨における力学的評価因子を精度良く算出することができ、埋入した人工歯根が近傍に及ぼす力学的評価因子をより軽減した埋入位置を確実に決定することが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置において、前記歯列の３次元データを取得する歯列データ取得手段と、前記歯列に連なる顎骨の３次元データを取得する顎骨

データ取得手段と、前記歯列データ取得手段が取得した歯列の３次元データ及び前記顎骨データ取得手段が取得した顎骨の３次元データを合成する合成手段と、該合成手段が生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する義歯データ生成手段と、前記合成データに基づいて、前記義歯データ生成手段が生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を生成する咬合情報生成手段と、該咬合情報生成手段が生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出する算出手段とを備えることを特徴とする。

本発明による場合は、歯列の３次元データと、この歯列に連なる顎骨の３次元データとを合成して得られた合成データから当該歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する。また、得られた合成データに基づいて、生成した義歯データが示す義歯の、対合する残存歯又は使用中義歯の咬合状態を示す咬合情報を生成し、生成した咬合情報に基づいて人工歯根の埋入位置を算出する。これにより、対合する残存歯又は使用中義歯との咬合状態に適合する人工歯根の埋入位置を算出することが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置において、前記歯列の３次元データを取得する歯列データ取得手段と、前記歯列に連なる顎骨の３次元データを取得する顎骨データ取得手段と、前記歯列における咀嚼情報を取得する咀嚼情報取得手段と、前記歯列データ取得手段が取得した歯列の３次元データ及び前記顎骨データ取得手段が取得した顎骨の３次元データを合成する合成手段と、該合成手段が生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する義歯データ生成手段と、前記合成データ及び前記咀嚼情報取得手

段が取得した咀嚼情報に基づいて、前記義歯データ生成手段が生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を生成する咬合情報生成手段と、該咬合情報生成手段が生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出する算出手段とを備えることを特徴とする。

本発明による場合は、歯列の３次元データ及び顎骨の３次元データとともに、この歯列における咀嚼情報を取得しておく。また、歯列の３次元データと、この歯列に連なる顎骨の３次元データとを合成して得られた合成データから当該歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する。更に、得られた合成データが示す歯列において、予め取得してある咀嚼情報から、生成した義歯データが示す義歯の対合歯との咬合状態を示す咬合情報を生成し、生成した咬合情報に基づいて人工歯根の埋入位置を算出する。これにより、患者個人の咀嚼動作時に対合する残存歯又は使用中義歯との咬合状態に適合する人工歯根の埋入位置を算出することが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、前記義歯データ生成手段が生成した義歯データを付加した合成データに基づいて、前記人工歯根の埋入位置の候補を複数受け付ける候補受付手段と、該候補受付手段が受け付けた候補の夫々が示す埋入位置について、前記咬合情報生成手段が生成した咬合情報が示す咬合力により夫々の近傍に生じる力学的評価因子を算出する力学的評価因子算出手段とを備え、前記算出手段は、前記力学的評価因子算出手段にて算出した力学的評価因子が最小である埋入位置を特定するように構成してあることを特徴とする。

本発明による場合は、候補として受け付けた複数の人工歯根の埋入位置について、合成データが示す歯列において生成された義歯の咬合情報が示す咬合力により近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を

算出し、算出した力学的評価因子の値が最小である埋入位置を特定することにより、埋入した人工歯根により近傍の顎骨に発生する力学的評価因子をより軽減した、力学的に安定した埋入位置を決定することが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、前記義歯データ生成手段は、前記合成データが示す歯列における残存歯に基づいて、前記義歯データを生成するように構成してあることを特徴とする。

本発明による場合は、合成データが示す歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを、この歯列における残存歯に基づいて生成することにより、歯列における残存歯に適合する義歯データを算出することができ、各患者の歯や顎堤に調和した義歯から、該義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出することが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置は、前記義歯データ生成手段は、前記合成データが示す歯列における残存歯がない場合、使用中義歯に基づいて前記義歯データを生成するように構成してあることを特徴とする。

本発明による場合は、合成データが示す歯列に残存歯がない場合に、この歯列における使用中義歯に基づいて義歯データを生成することにより、残存歯がない場合であっても、歯列における使用中義歯に適合する義歯データを算出することができ、各患者の歯や顎堤に調和した義歯から、該義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出することが可能である。

本発明に係る人工歯根埋入位置特定方法は、外部からデータを受け付ける受付部、記憶部及び演算部を備えた計算装置を用いて、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定方法において、前記歯列の３次元データ及び該歯列に連なる顎骨の３次元データを受付部にて受け付け、受け付

けた前記歯列の 3 次元データ及び顎骨の 3 次元データを記憶部に記憶させ、記憶してある前記歯列の 3 次元データ及び顎骨の 3 次元データを演算部にて合成し、生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを演算部にて生成し、前記合成データに基づいて、生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を演算部にて生成し、生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を演算部にて算出することを特徴とする。

本発明による場合は、外部から受け付けた歯列の 3 次元データと、この歯列に連なる顎骨の 3 次元データとを記憶部に記憶させておき、演算部にて、この歯列の 3 次元データと顎骨の 3 次元データとを合成し、得られた合成データから当該歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する。また、合成データに基づいて生成した、義歯データが示す義歯における咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出することにより、粘膜下の顎骨及び各歯の歯根の形状を立体的に把握した上で受け付けた候補から、適切な埋入位置を決定することができ、対合する残存歯又は使用中義歯の咬合状態に適合するとともに、近傍の顎骨に生じる力学的評価因子をより軽減した人工歯根の埋入位置を特定することが可能である。

本発明に係るガイド部材製造装置は、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根を埋入する人工歯根窩洞に連なるガイド孔を有するガイド部材を製造するガイド部材製造装置において、本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置が生成した義歯データを付加した合成データに基づいて、前記義歯データが示す義歯及び該義歯の近傍を覆う部材を形成する形成手段と、該形成手段が形成した部材に、前記人工歯根埋入位置特定装置が特定した埋入位置に連なる前記ガ

イド孔を穿孔する穿孔手段とを備えることを特徴とする。

本発明による場合は、上述したような人工歯根埋入位置特定装置が生成した義歯データ及び埋入位置を取得し、この義歯データを付加した合成データに基づき、前記義歯データが示す義歯及び該義歯の近傍を覆う形状の部材を形成し、また、形成した部材に、取得した埋入位置に連なるガイド孔を穿孔することにより、人工歯根窩洞を穿孔する際に、このガイド孔がドリル等の穿孔装置の先端部を誘導し、適切に算出された埋入位置における人工歯根窩洞を精度良く穿孔することが可能となる。

本発明に係る検知装置は、人工歯根を埋入する人工歯根窩洞を穿孔する穿孔装置に装着され、該穿孔装置の穿孔方向を検知する検知装置において、前記穿孔装置の穿孔方向を検出する検出手段と、該検出手段が検出した穿孔方向が、本発明に係るガイド部材製造装置により製造されたガイド部材が有するガイド孔の穿孔方向であるかを判断する判断手段と、該判断手段が前記ガイド孔の穿孔方向でないと判断した場合に、前記穿孔装置の穿孔方向が誤っている旨を報知する報知手段とを備えることを特徴とする。

本発明による場合は、例えば、ドリル装置等の穿孔装置に装着され、この穿孔装置が穿孔する際の穿孔方向を検出し、検出した穿孔方向が、上述したガイド部材製造装置で製造されたガイド部材が有するガイド孔の穿孔方向でない場合に、穿孔装置の穿孔方向が誤っている旨を報知することにより、人工歯根窩洞の穿孔手術の経験が少ない歯科医師であっても、ガイド部材のガイド孔に沿って、人工歯根窩洞を精度良く穿孔することが可能である。

本発明に係るドリルは、穿孔装置に装着されるドリルにおいて、先端部から、本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置が特定した埋入位置に基づく距離を隔てた位置にマークを有することを特徴とす

る。

本発明による場合は、先端部から、上述した人工歯根埋入位置特定装置にて特定された埋入位置に基づく距離を隔てた位置に付されたマークを参照しながら穿孔処理を行なうことにより、穿孔手術の経験が少ない歯科医師であっても、精度よく決定された埋入位置における穿孔距離だけ穿孔することができ、解剖学的に安全な穿孔手術を可能とする。また、上述したガイド部材とともに利用した場合には、穿孔角度と穿孔距離を適切に維持しながら穿孔処理を行なうことが可能となる。

本発明に係る義歯製造装置は、歯列の欠損部分を補う義歯を製造する義歯製造装置において、本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置が生成した義歯データ及び咬合情報に基づいて、該咬合情報が示す咬合面を有し、前記義歯データが示す形状の義歯を削成する削成手段を備えることを特徴とする。

本発明による場合は、上述したような人工歯根埋入位置特定装置が生成した義歯データ及び咬合情報を取得し、この咬合情報が示す咬合面を有し、義歯データが示す形状の義歯を切削して形成することにより、適切な人工歯根の埋入位置を算出する際に得られた義歯データ及び咬合情報を利用することができ、咬合動作及び咀嚼運動に調和した義歯を精度よく製造することが可能となる。

本発明に係るコンピュータプログラムは、コンピュータに、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定させるためのコンピュータプログラムにおいて、コンピュータに、取得した歯列の３次元データ、及び該歯列に連なる顎骨の３次元データを合成させる手順と、コンピュータに、生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成させる手順と、コンピュータに、前記合成データに基づいて、生

成した義歯データが示す義歯における咬合情報を生成させる手順と、コンピュータに、生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出させる手順とを実行させることを特徴とする。

本発明による場合は、コンピュータに読み込ませて順次実行させることにより、上述した人工歯根埋入位置特定装置をコンピュータを用いたCADシステムにて実現することができ、患者夫々の歯列及び顎骨の形状に適応する人工歯根の埋入位置を、コンピュータ処理にて特定することができる。

本発明に係る記録媒体は、コンピュータに、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定させるためのコンピュータプログラムが記録してあるコンピュータでの読み取りが可能な記録媒体において、コンピュータに、取得した歯列の3次元データ、及び該歯列に連なる顎骨の3次元データを合成させる手順と、コンピュータに、生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成させる手順と、コンピュータに、前記合成データに基づいて、生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を生成させる手順と、コンピュータに、生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出させる手順とを実行させるためのコンピュータプログラムが記録してあることを特徴とする。

本発明による場合は、記録してあるコンピュータプログラムをコンピュータに読み込ませて順次実行させることにより、上述した人工歯根埋入位置特定装置を、任意のコンピュータにて実現することが可能である。

第 1 図は第 1 実施の形態に係る人工歯根埋入位置特定装置の構成例を示すブロック図、第 2 図は歯列データの説明図、第 3 図は顎骨データの説明図、第 4 図は合成データの説明図、第 5 図はコンピュータによる人工歯根の埋入位置の特定処理手順を示すフローチャート、第 6 図はコンピュータによる歯冠データの生成処理手順を示すフローチャート、第 7 図はコンピュータによる歯冠データの生成処理手順を示すフローチャート、第 8 図はコンピュータによる咬合データの生成処理手順を示すフローチャート、第 9 図はコンピュータによる人工歯根の埋入位置の算出処理手順を示すフローチャート、第 10 図は本発明に係るガイド部材製造装置の構成例を示すブロック図、第 11 図は本発明に係るガイド部材製造装置によるガイド部材の製造処理手順を示すフローチャート、第 12 図はガイド部材の一例を示す模式図、第 13 図は本発明に係る検知装置の構成例を示すブロック図、第 14 図は本発明に係る検出部を装着した穿孔装置による人工歯根窩洞の穿孔処理手順を示すフローチャート、第 15 図は本発明に係る義歯製造装置の構成例を示すブロック図、第 16 図は本発明に係る義歯製造装置による歯冠の製造処理手順を示すフローチャート、第 17 図は第 2 実施の形態に係る人工歯根埋入位置特定装置の構成例を示すブロック図、第 18 図はコンピュータによる人工歯根の埋入位置の特定処理手順を示すフローチャート、第 19 図は第 2 実施の形態のコンピュータによる人工歯根の埋入位置の特定処理の説明図である。

発明を実施するための最良の形態

以下に、本発明をその実施の形態を示す図面を参照して具体的に説明する。

(第 1 実施の形態)

第1図は第1実施の形態に係る人工歯根埋入位置特定装置の構成例を示すブロック図であり、図中1は本発明の人工歯根埋入位置特定装置であるコンピュータを示している。

コンピュータ1は、CPU10、RAM11、ハードディスク（以下、HDという）12、外部記憶装置13、ディスプレイ14、キーボード15、マウス16等を備えている。

CPU10は、バスを介してコンピュータ1の上述したようなハードウェア各部と接続されており、それらを制御すると共に、HD12に格納されたコンピュータプログラムを順次実行する。HD12は、本発明に係る人工歯根埋入位置特定装置の動作に必要な種々のコンピュータプログラムを記憶する。

RAM11は、SRAM、DRAM、フラッシュメモリ等で構成されており、CPU10によるコンピュータプログラムの実行時に発生する一時的なデータを記憶する。尚、RAM11にフラッシュメモリを使用した場合には、停電、コンピュータ1の移動等のために電源が遮断された場合であっても記憶内容が失われることはない。

外部記憶装置13は、CD-ROMドライブ又はフレキシブルディスクドライブ等で構成されており、本発明に係るコンピュータプログラムが記録されているCD-ROM又はフレキシブルディスク等の可搬型記録媒体13aから、本発明のコンピュータプログラムである合成処理プログラム、義歯データ生成処理プログラム、咬合情報生成処理プログラム及び算出処理プログラムを読み取り、HD12に記憶させる。

従ってCPU10は、予めHD12に格納してあるコンピュータプログラムと同様に、外部記憶装置13を介して取得し、HD12に記憶させたコンピュータプログラムも適宜RAM11に読み出して実行することができる。

上述した構成のコンピュータ 1 は、人工歯根埋入位置特定装置として動作する場合、各患者の歯列を 3 次元データで表現した歯列データ 1 1 a、歯列に連なる顎骨を 3 次元データで表現した顎骨データ 1 1 b、咀嚼時における歯列の動作情報（咀嚼情報）を示す咀嚼データを夫々外部から取得する。従って、CPU 1 0 は、歯列データ 1 1 a を取得する歯列データ取得手段、顎骨データ 1 1 b を取得する顎骨データ取得手段、咀嚼データを取得する咀嚼情報取得手段として動作する。

ここで、歯科医師は、これらの各データを後述するような各種の装置を夫々用いて予め取得しておき、人工歯根の埋入位置の特定処理を実行する際に、コンピュータ 1 に入力し、コンピュータ 1 は、取得した各データを HD 1 2 に記憶させ、必要に応じて RAM 1 1 に読み出して処理を行なう。

尚、コンピュータ 1 と夫々の装置とをケーブルを介して接続し、このケーブルを介して夫々の装置から各データをコンピュータ 1 に入力する構成であってもよく、また、夫々の装置から一旦 CD-R OM 又はフレキシブルディスク等の記録媒体に記録させた各データを、外部記憶装置 1 3 を介してコンピュータ 1 に入力する構成であってもよい。

以下に、本実施の形態において、歯列データ 1 1 a、顎骨データ 1 1 b 及び咀嚼データの取得処理について説明する。

まず、歯列データ 1 1 a を取得する場合は、非接触型 3 次元デジタルタイザ、非接触型 3 次元形態読取装置、及び非接触型レーザースキャナー等と呼ばれ、例えば、株式会社ユニスン社製のサーフレーサー、株式会社日商エレクトロニクス社製のファストスキャン、又は、ローランドディージー株式会社製の LPX-250 等の装置を用いる。これらの装置は、第 2 図（a）に示すような、患者から採取し

た歯型に基づき作製された歯列模型 101, 102 から、3次元データである歯列データ 11a を取得する。尚、歯列における欠損部分においては、粘膜の表面（顎堤）を 3次元データとして取得する。

ここで、歯列データ 11a を取得するに際しては、残存歯が比較的多い患者の場合、第2図（a）に示すように、上下顎の歯列夫々に基づいて作製した歯列模型 101, 102 の間に、例えば、アルー社製のアルーワックス（登録商標）等の馬蹄既製のコンパウンド 100 を軟化して咬合させる。尚、咬合させるものとしては、コンパウンド 100 に限られず、シリコン材料又はワックス材料のものをを用いることができる。

また、このコンパウンド 100 が軟化している間に、コンパウンド 100 の外側の所定箇所（図においては 3 箇所）に、直径 7 mm 程度のセラミックボール 100a, 100a…を圧接し、更にこのセラミックボール 100a, 100a…を接着剤等で固定した状態で、歯列データ 11a を取得する。尚、コンパウンド 100 に圧着させるものとしては、CT 画像中に金属のアーティファクトを生じない材料により精度よく作製されたものであれば、セラミックボール 100a に限られず、また、大きさも直径 7 mm 程度のものに限られない。

一方、欠損歯が多い患者の場合、患者が使用している使用中義歯（入歯）を装着させた状態での歯列模型を作製し、上述と同様の方法で歯列データ 11a を取得する。

このような歯列データ 11a は、第2図（b）に示すように、例えば、歯列において最初に検出した点 R_1 を基準として、3次元空間における x、y、z 方向夫々に所定距離だけずらしながら歯列模型 101, 102、コンパウンド 100 及びセラミックボール 100a, 100a…の輪郭を検出し、表面形状を点データとして取得

される。

次に、顎骨データ 1 1 b を取得する場合は、X 線ビームを走査させて人体の内部器官の断層画像を取得する C T 画像撮影装置を用いる。C T 画像撮像装置は、患者の顎骨を撮像することにより 2 次元の C T 画像を複数枚取得しており、これらを 3 次元データに合成することにより、3 次元の顎骨データ 1 1 b を取得する。

ここで、C T 画像を撮像するに際しても、歯列データ 1 1 a の取得の場合と同様に、残存歯が比較的多い患者の場合、第 3 図 (a) に示すように、上下顎の間に、適宜箇所にセラミックボール 1 0 0 a , 1 0 0 a … を取り付けたコンパウンド 1 0 0 を咬合させる。また、欠損歯が多い患者の場合、使用中義歯を装着させ、この使用中義歯を含む歯列にてコンパウンド 1 0 0 を咬合した状態で C T 画像を撮像する。

このように撮像された C T 画像は顎骨の断層画像であり、この C T 画像に基づいて、夫々に撮像された顎骨を示す x、y 方向の 2 次元の線データを生成する。また、この C T 画像は所定のピッチで z 方向に連続して撮像されており、夫々の C T 画像から生成された線データを z 方向に結合することにより、3 次元の線データを生成することができる。

本実施の形態では、このように生成した線データに基づいて、適宜の間隔で点データを抽出することにより、第 3 図 (b) に示すような、顎骨を点データで示した顎骨データ 1 1 b を取得する。尚、C T 画像から顎骨データ 1 1 b を生成する処理は、コンピュータ 1 で行なってもよく、外部のコンピュータで行なってもよい。

また、C T 画像は、X 線ビームの透過率等に応じた撮像対象の硬さを示す C T 値 (硬度情報) を含んでおり、顎骨データ 1 1 b は、顎骨の各部を示す点データと、夫々の点データが示す位置における

C T 値とにより構成されている。

尚、C T 画像撮影装置における C T の閾値を適宜変化させることにより精度よく骨の部分の撮像することができる。また、磁気共鳴装置にて撮像したデータ（M R I データ）を加味した場合には、骨の部分だけでなく筋肉及び皮膚等を含む軟組織の形状も把握することができる。

最後に、咀嚼データを取得する場合は、例えば、東京歯科産業社製のシロナソ、又は株式会社ジーシー社製のナソヘキサグラフ等の咀嚼運動計測装置を用いる。これらの装置は、患者が義歯を使用している場合には、この義歯を所定箇所に装着させた状態で、患者に柔軟性を有する物質を咬ませ、この咀嚼時における歯列の運動情報を計測して咀嚼データ（咀嚼情報）を取得する。

上述したように、各種の装置を用いて取得された歯列データ 1 1 a、顎骨データ 1 1 b 及び咀嚼データを R A M 1 1 に記憶したコンピュータ 1 において、C P U 1 0 は、外部記憶装置 1 3 を介して取得して H D 1 2 に記憶してある合成処理プログラムを R A M 1 1 に読み出して順次実行し、歯列データ 1 1 a と顎骨データ 1 1 b とを合成する合成手段として動作する。

具体的には、C P U 1 0 は、歯列データ 1 1 a 及び顎骨データ 1 1 b の夫々から、夫々に含まれるセラミックボール 1 0 0 a, 1 0 0 a …を示す点データを抽出し、夫々抽出した点データに基づいて夫々のセラミックボール 1 0 0 a, 1 0 0 a …の中心位置を検出する。ここで、歯列データ 1 1 a 及び顎骨データ 1 1 b 中のセラミックボール 1 0 0 a, 1 0 0 a …は同一であり、また、夫々のデータは、実寸で計測されているため、C P U 1 0 は、夫々のデータ中のセラミックボール 1 0 0 a, 1 0 0 a …の中心位置を基準として歯列データ 1 1 a 及び顎骨データ 1 1 b を合成し、R A M 1 1 に記憶

させる。

尚、歯列の咬合面については、歯列データ 1 1 a を取得する際に用いる装置を利用して、上顎及び下顎の歯列模型を咬合面方向から 3 次元データとして読み取り、歯列データ 1 1 a 及び顎骨データ 1 1 b とともに合成することにより、咬合面を含んだ合成データを生成することができる。

第 4 図 (a) は、上述のように生成された合成データを画像表示した場合の歯列及び顎骨の模式図であり、この合成データは、第 4 図 (b) に示すように、第 2 図 (b) で示す歯列データ 1 1 a と、第 3 図 (b) で示す顎骨データ 1 1 b とにより構成されている。

尚、上述のように、歯列模型 1 0 1, 1 0 2 にセラミックボール 1 0 0 a, 1 0 0 a …を取り付けたコンパウンド 1 0 0 を咬合させた状態で歯列データ 1 1 a を取得し、また、コンパウンド 1 0 0 を咬合した状態で撮像した C T 画像から顎骨データ 1 1 b を生成することにより、歯列データ 1 1 a 及び顎骨データ 1 1 b 中のセラミックボール 1 0 0 a, 1 0 0 a …を基準として、各歯のデータと各歯に連なる顎骨のデータとを適切に合成することが可能である。

また、患者が既治療の歯に金属製の被せ物をしている場合には、C T 画像を撮影する際の X 線ビームが、この被せ物に反射して、C T 画像にアーティファクトが生じるため、第 3 図 (a) 中の 1 0 3 で示すような箇所のデータが適切に取得できず、適切な歯列情報の C T 画像の撮像が非常に困難である。従って、既知の論文(例えば、Orthod. Waves 57(3):189-194, 1998, Nishii et al.) を参考にして、上述のように歯列模型から取得した歯列データ 1 1 a と、C T 画像から生成した顎骨データ 1 1 b とを合成することにより、画像アーティファクトのない適切な合成データを取得することが可能となる。

上述したように、歯列データ 1 1 a と顎骨データ 1 1 b とを合成

して合成データを生成したコンピュータ 1 において、CPU 10 は、外部記憶装置 13 を介して取得して HD 12 に記憶してある義歯データ生成処理プログラムを RAM 11 に読み出して順次実行し、生成した合成データが示す歯列における欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する義歯データ生成手段として動作する。ここで、歯列の欠損部分を補う義歯としては、顎骨を穿孔して設けられた人工歯根窩洞に埋入した人工歯根にて支持される歯冠、及び可撤性義歯（入歯）等があり、本実施の形態のコンピュータ 1 は、人工歯根にて支持する歯冠を示す歯冠データを生成する。

具体的には、コンピュータ 1 は、人種及び顔の輪郭形状等に対応して統計データとして報告されている歯冠データをデータベース化して HD 12 に記憶しており、この既存のデータベース（以下、DB という）中の歯冠データ（以下、既存歯冠データという）に基づいて、人工歯根にて支持する歯冠を示す歯冠データを生成することができる。また、コンピュータ 1 は、患者が有する残存歯に基づいて歯冠データを生成することも可能であり、いずれの方法で歯冠データを生成するかは歯科医師からの選択により決定している。

より具体的には、歯科医師の選択により既存歯冠データに基づいて歯冠データを生成する場合、CPU 10 は、合成データが示す歯列の欠損部分を検出し、検出した欠損部分を補綴すべき既存歯冠データを HD 12 の DB から読み出す。また、検出した欠損部分に対して同顎の反対側の同名歯が補綴されずに残存していれば、読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、残存する同名歯の幅径と一致する歯冠データを生成する。

また、欠損部分に対して同顎の反対側の同名歯が残存していない場合、CPU 10 は、この同顎に残存する他の歯の幅径に基づいて、統計として得られている平均的な比率に従って欠損部分を補綴する

歯冠の幅径を算出し、DBから読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、算出した幅径と一致する歯冠データを生成する。

尚、平均的な比率として、例えば、ボルトンインデックスのような人種毎に蓄積されている統計データを用いる。このような統計データに従って生成された歯冠の形状は、残存歯及び使用中義歯の形状に適應しており、隣在する各歯との調和を図ることができる。

更に、欠損部分の同顎に残存歯がない場合には、CPU10は、対顎に残存する各歯の幅径に基づいて、同様に、欠損部分を補綴する歯冠の幅径を算出し、DBから読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、算出した幅径と一致する歯冠データを生成する。また、対顎にも残存歯がない場合には、患者が使用している使用中義歯における各人工歯の幅径に基づいて同様に歯冠データを生成する。

更に、患者が使用中義歯も用いていない場合には、CPU10は、患者の鼻翼幅径を計測し、この鼻翼幅径に基づいて欠損部分を補綴する歯冠の幅径を算出し、DBから読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより歯冠データを生成する。尚、歯冠データは、患者の鼻翼幅径だけでなく、患者の顔面の各部計測値、例えば、顔貌の輪郭線に対する各部の配置位置等に基づいて生成することも可能である。尚、CPU10は、生成した歯冠データをRAM11に記憶させる。

一方、歯科医師の選択により既存歯冠データを用いずに、患者の残存歯に基づいて歯冠データを生成する場合、CPU10は、合成データが示す歯列の欠損部分を検出し、検出した欠損部分に対して同顎の反対側の同名歯が補綴されずに残存していれば、この残存する同名歯を鏡面転写した形状の歯冠データを生成する。尚、鏡面転

写することによる歯冠データの生成方法は、同顎の同名歯にのみ利用できるものであるため、欠損部分に対して同顎の同名歯が残存していない患者においては、上述したように、DBに蓄積された既存歯冠データに基づいた歯冠データの生成処理を行なう必要がある。

上述したように、歯列データ11aと顎骨データ11bとの合成データに基づいて、歯列の欠損部分を補綴すべき歯冠データを生成したコンピュータ1において、CPU10は、外部記憶装置13を介して取得してHD12に記憶してある咬合情報生成処理プログラムをRAM11に読み出して順次実行し、生成した歯冠データに基づく歯冠の、対合歯との咬合状態を示す咬合データ（咬合情報）を生成する咬合情報生成手段として動作する。

ここで、本実施の形態では、各患者における咀嚼データの取得を必須要件としておらず、咀嚼データを取得していない場合、CPU10は、合成データが示す各歯の咬合面に基づいて、上顎及び下顎の対合する各歯を適切な咬合状態で咬合させ、この状態で、合成データの所定箇所に付加した歯冠データが示す歯冠の、対合歯との咬合状態を示す咬合データを生成し、RAM11に記憶させる。尚、咬合データは、対合歯との適切な咬合状態における歯冠の咬合面及び対合歯からの応力等を示す。

一方、咀嚼データを取得している場合、CPU10は、合成データに咀嚼データを代入することにより、合成データが示す歯列に、咀嚼データに基づく咀嚼運動を仮想的に実行させ、各患者固有の咀嚼運動に基づいて、合成データに付加した歯冠データが示す歯冠の、対合歯との咬合状態を示す咬合データを生成し、RAM11に記憶させる。

上述したように欠損部分を補綴すべく生成した歯冠データについての咬合データを生成したコンピュータ1において、CPU10は、

外部記憶装置 13 を介して取得して H D 12 に記憶してある算出処理プログラムを R A M 11 に読み出して順次実行し、生成した咬合データに基づいて、歯冠データが示す歯冠を支持する人工歯根の埋入位置を算出する算出手段として動作する。尚、本発明の人工歯根埋入位置特定装置では、有限要素法に従い、咬合データを歯冠データにおける荷重条件（負荷条件）として埋入位置を算出する。

まず、C P U 10 は、上述のように生成した咬合データを合成データに合成することにより、合成データにおける各歯の咬合面を咬合データに従った形状に形成し、最終補綴物としての義歯を作製する際に利用すべく R A M 11 に記憶しておく。

本実施の形態のコンピュータ 1 は、上述した合成データ及び咬合データに基づいて、最適形状決定法に従って人工歯根を埋入すべき位置を決定する処理と、歯科医師により入力された埋入位置の候補からより適切な埋入位置を決定する処理とを行っており、いずれの処理を実行するかは歯科医師からの選択により決定している。

歯科医師により入力された候補からより適切な埋入位置を決定する場合、C P U 10 は、生成した合成データに基づいて、歯科医師から人工歯根の埋入位置の候補データを複数（本実施の形態では 2 つ）受け付ける候補受付手段として動作する。

また、C P U 10 は、受け付けた夫々の候補データが示す埋入位置について、生成した咬合データに基づいて、歯冠データが示す歯冠の対合歯から受ける咬合力の方向に所定の応力を加えた場合に近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を算出する力学的評価因子算出手段として動作する。ここで、力学的評価因子は、力学的環境を評価する力学的パラメータであり、例えば、顎骨に加わる主応力、相当応力、歪エネルギー量等を含む。

更に、C P U 10 は、算出した力学的評価因子の値が小さい、即

ち、近傍の顎骨に生じる力学的評価因子がより軽減される人工歯根の埋入位置を選択し、選択した埋入位置を示す候補データをRAM 11に記憶させる。

ここで、顎骨データ11bは、上述したように顎骨の各部の硬度情報を示すCT値を含んでおり、CPU10は、CT値を有限要素法ができるように材料特性に変換する。また、歯冠が対合歯から受ける咬合力に基づいて顎骨の各部に加わる応力に、各部の材料特性を乗算し、所定の領域における有限要素解析を実行することにより、顎骨に生じる力学的評価因子を精度よく算出することができる。

以下に、上述したような各種の処理を実行する構成を有するコンピュータ1を用いて、人工歯根の埋入位置を特定する処理について説明する。第5図はコンピュータ1による人工歯根の埋入位置の特定処理手順を示すフローチャートである。

コンピュータ1を人工歯根埋入位置特定装置として動作させる場合、歯科医師は、対象となる患者の歯列データ11a、顎骨データ11b及び咀嚼データを夫々外部の装置にて予め取得しておき、コンピュータ1に設けられた所定のアイコンをマウス16にてクリック等することにより、コンピュータ1に人工歯根埋入位置の特定処理を実行させる。尚、咀嚼データは取得していなくてもよい。

コンピュータ1において、CPU10は、所定のアイコンがクリックされたか否かを判断しており（S1）、クリックされていないと判断した場合（S1:NO）、所定のアイコンがクリックされるまで待機し、クリックされたと判断した場合（S1:YES）、HD12に記憶してある本発明に係る各コンピュータプログラムをRAM11に読み出し（S2）、夫々のコンピュータプログラムに含まれるプログラムコードを順次実行する。

CPU10は、各患者の歯列データ11a、顎骨データ11b及

び咀嚼データを外部から取得しRAM 11に記憶する（S 3）。

次にCPU 10は、RAM 11に記憶した歯列データ11aと顎骨データ11bとを合成して合成データを生成し（S 4）、生成した合成データが示す歯列における欠損部分を補綴する歯冠を示す歯冠データを生成する（S 5）。尚、この歯冠データを生成する処理手順については後に詳述する。

CPU 10は、生成した歯冠データをステップS 4において生成した合成データにおける欠損部分に付加し、この合成データに基づいて、歯冠データが示す歯冠における、対顎の対合歯との咬合状態を示す咬合データを生成する（S 6）。尚、この咬合データを生成する処理手順についても後に詳述する。

次にCPU 10は、生成した咬合データに基づいて、この歯冠を支持する人工歯根の埋入位置を算出する（S 7）。尚、この人工歯根の埋入位置を算出する処理手順についても後に詳述する。CPU 10は、算出した人工歯根の埋入位置を示す埋入位置データを取得した場合に、この埋入位置の算出処理の完了をディスプレイ14に表示し（S 8）、埋入位置の特定処理を終了する。

上述したように、患者固有の歯列データ11aと顎骨データ11bとを合成して生成された合成データに基づいて、粘膜下の顎骨の形状を十分に把握し、神経系及び近傍の歯根等を十分に回避した人工歯根の埋入位置を特定することができる。

以下に、上述した人工歯根埋入位置特定処理におけるサブルーチンである歯冠データの生成処理（第5図におけるステップS 5）について説明する。第6図及び第7図はコンピュータ1による歯冠データの生成処理手順を示すフローチャートである。

CPU 10は、上述のように生成した歯列データ11aと顎骨データ11bとの合成データに基づいて、合成データが示す上下顎の

各歯列における欠損部分を検知し（S 9）、上顎又は下顎の歯列における欠損部分の位置を認識する。

次にCPU 10は、歯科医師からの選択に従い、認識した欠損部分を補綴する歯冠を示す歯冠データの生成処理に、HD 12に記憶してある既存のDBの既存歯冠データを利用するか否かを判断しており（S 10）、既存のDBを利用しないと判断した場合（S 10：NO）、即ち、患者の残存歯に基づき歯冠データを生成する場合、認識した欠損部分に対して同顎における反対側の同名歯が残存しているか否かを判断する（S 11）。

具体的には、認識した欠損部分を有する歯列（上顎又は下顎）において、欠損部分に対して、中央に位置する歯を中心とした左右対称の位置に残存歯があるか否かを判断しており、この位置に残存歯があると判断した場合（S 11：YES）、この残存歯の歯冠データを鏡面転写することにより欠損部分を補綴する歯冠を示す歯冠データを生成する（S 12）。ここで、欠損部分に対して同顎における反対側の同名歯が残存していないと判断した場合は（S 11：NO）、当該患者においては、自身の残存歯に基づいて歯冠データを生成することはできないため、ステップS 10に戻る。

一方、ステップS 10で、既存のDBを利用すると判断した場合（S 10：YES）、CPU 10は、HD 12のDBから、認識した欠損部分の位置に対応する既存歯冠データをRAM 11に読み出す（S 13）。また、CPU 10は、認識した欠損部分に対して同顎における反対側の同名歯が残存しているか否かを判断し（S 14）、この同名歯が残存すると判断した場合（S 14：YES）、この残存する同名歯の幅径を計測する（S 15）。また、CPU 10は、RAM 11に読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、計測した幅径の歯冠データを生成する（S 16）。

また、欠損部分に対して同顎の反対側の同名歯が残存していないと判断した場合（S 1 4 : N O）、C P U 1 0 は、この同顎にその他の残存歯があるか否かを判断し（S 1 7）、他の残存歯があると判断した場合（S 1 7 : Y E S）、この同顎の各残存歯の幅径を計測し（S 1 8）、計測した各歯の幅径から、ボルトンインデックス等の隣接する各歯の平均的な歯冠幅径に基づいて、欠損部分を補綴する歯冠の幅径を算出し、R A M 1 1 に読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、算出した幅径を有する歯冠データを生成する（S 1 6）。

また、ステップ S 1 7 で、欠損部分の同顎に残存歯がないと判断した場合（S 1 7 : N O）、C P U 1 0 は、この欠損部分の対顎に残存歯があるか否かを判断し（S 1 9）、対顎に残存歯があると判断した場合（S 1 9 : Y E S）、対顎の各残存歯の幅径を計測し（S 2 0）、計測した各残存歯の幅径から、同様に欠損部分を補綴する歯冠の幅径を算出し、R A M 1 1 に読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、算出した幅径を有する歯冠データを生成する（S 1 6）。

更に、ステップ S 1 9 で、欠損部分の対顎に残存歯がないと判断した場合（S 1 9 : N O）、C P U 1 0 は、患者の使用義歯があるか否かを判断し（S 2 1）、使用中義歯があると判断した場合（S 2 1 : Y E S）、この使用中義歯における各人工歯の幅径を計測し（S 2 2）、計測した各人工歯の幅径に基づいて欠損部分を補綴する歯冠の幅径を算出し、R A M 1 1 に読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、算出した幅径を有する歯冠データを生成する（S 1 6）。

C P U 1 0 は、ステップ S 2 1 で、使用中義歯もないと判断した場合（S 2 1 : N O）、患者の鼻翼幅径を計測し（S 2 3）、計測

した鼻翼幅径に基づいて、欠損部分を補綴する歯冠の幅径を算出し、RAM 11に読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、算出した幅径を有する歯冠データを生成する（S16）。

上述のように、予め用意してあるDBに蓄積された既存歯冠データに基づいて、歯列の欠損部分を補綴する歯冠を示す歯冠データを生成することにより、残存歯や使用中義歯のない患者においても、人種や顔の輪郭形状等に適応した歯冠データを生成することができる。とともに、DBから読み出した既存歯冠データを拡大又は縮小することにより、容易に歯冠データを生成することができる。

また、欠損部分に対して、同顎にある残存歯の幅径に基づいて欠損部分を補う歯冠の幅径を算出し、同顎に残存歯がない場合であっても、対顎にある残存歯の幅径に基づいて歯冠の幅径を算出することにより、各患者が有する歯や顎堤に調和した歯冠データを生成することができる。更に、残存歯がない場合であっても、使用中義歯の形状に基づいて歯冠の形状を生成することにより、各患者の現在使用している歯列に適合する歯冠データを生成することができる。

以下に、上述した人工歯根埋入位置特定処理におけるサブルーチンである咬合データの生成処理（第5図におけるステップS6）について説明する。第8図はコンピュータ1による咬合データの生成処理手順を示すフローチャートである。

CPU10は、上述のように生成した歯冠データを、歯列データ11aと顎骨データ11bとの合成データに付加し（S24）、欠損部分のない合成データを生成し、第5図中のステップS3で、咀嚼データを取得しているか否かを判断する（S25）。

咀嚼データを取得していないと判断した場合（S25：NO）、CPU10は、合成データ中の歯列データ11aに基づき、この歯列データ11aが示す各歯の咬合面に従って上顎及び下顎の対合す

る各歯を適切に咬合させ、この状態で歯冠データが示す歯冠の、中央咬合位（咬頭嵌合位）での対合歯との咬合面を形態修正した咬合データを生成し、RAM 11に記憶させる（S 26）。

一方、咀嚼データを取得していると判断した場合（S 25：YES）、CPU 10は、合成データに咀嚼データを代入することにより（S 27）、この合成データが示す歯列において、咀嚼データに基づく咀嚼運動を仮想的に実行させる（S 28）。これにより、CPU 10は、各患者固有の咀嚼運動中に、合成データに付加した歯冠データが示す歯冠の対合歯と咬合させ、中心咬合位及び偏心位（側方運動）に調和した咬合データを生成し、RAM 11に記憶させる（S 29）。

上述のように、歯列の欠損部分を補綴する歯冠の対合歯との咬合面を、患者個人の咀嚼データを考慮して形成することにより、各患者独自の咀嚼動作に適合した歯冠を形成することができる。また、咀嚼データが取得できない場合であっても、合成データが示す歯列における残存歯及び使用中義歯の咬合状態に基づく形状の歯冠を生成することにより、各患者の現在の歯列に調和した咬合状態の歯冠を再現することができる。

以下に、上述した人工歯根埋入位置特定処理におけるサブルーチンである人工歯根の埋入位置の算出処理（第5図におけるステップS 7）について説明する。第9図はコンピュータ1による人工歯根の埋入位置の算出処理手順を示すフローチャートである。

CPU 10は、歯科医師により入力された候補から適切な埋入位置を決定すべく、埋入位置の候補データを受け付けたか否かを判断しており（S 30）、候補データを受け付けたと判断した場合（S 30：YES）、受け付けた候補データである埋入位置データをRAM 11に記憶させておく。尚、本実施の形態では、コンピュータ

1 は、2つの候補データを受け付け、受け付けた候補データの一方を選択することにより、埋入位置を特定する。

また、CPU 10は、上述のように生成した咬合データを合成データに合成することにより、咬合データに従って対合歯に適合する咬合面を有する合成データを生成し、RAM 11に記憶させる（S 31）。またCPU 10は、受け付けた埋入位置の候補データの一方について、咬合データに従う咬合力によりこの候補データが示す埋入位置の近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を算出し（S 32）、同様に、受け付けた埋入位置の他方の候補データについて、咬合データに従う咬合力により埋入位置の近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を算出する（S 33）。

CPU 10は、夫々算出した力学的評価因子の値を比較して、小さい方の候補データを選択し（S 34）、選択した候補データが示す人工歯根の埋入位置を示す埋入位置データを取得してRAM 11に記憶する。

一方、ステップS 30で、候補データを受け付けていないと判断した場合（S 30：NO）、即ち、歯科医師の選択により最適形状決定法に従って人工歯根を埋入すべき位置を決定する場合、CPU 10は、上述のように生成した咬合データを合成データに合成することにより、咬合データに従って対合歯に適合する咬合面を有する合成データを生成し、RAM 11に記憶させる（S 35）。

また、CPU 10は、最適形状決定法に従って、力学的に最適な人工歯根の埋入位置を算出する（S 36）。具体的には、咬合データに基づき発生する力学的評価因子が大きな箇所の材料特性を、人工歯根の埋入位置とすべく金属の特性に変更することにより得られる力学的評価因子の総和が最小となった場合に、材料特性を金属の特性に変更した領域を人工歯根の埋入位置と決定する。

C P U 1 0 は、このように算出した埋入位置が解剖学的に安全であるか否かを判断しており（S 3 7）、解剖学的に安全であると判断した場合（S 3 7 : Y E S）、この埋入位置を示す埋入位置データを取得してR A M 1 1 に記憶する（S 3 8）。具体的には、歯冠データが示す歯冠を支持する人工歯根を埋入するための人工歯根窩洞の埋入角度及び埋入距離（深さ）を取得する。

また、算出した埋入位置が解剖学的に安全でない場合（S 3 7 : N O）、例えば、算出した埋入位置が、歯冠を植立すべき粘膜下の下顎管、上顎洞及び隣在する歯根等を侵食する場合には、ステップ S 3 0 に戻る。ここで、ステップ S 3 6 で算出した埋入位置が解剖学的に安全でない場合には、コンピュータ 1 による最適形状決定法に基づく埋入位置の算出処理では適切な埋入位置を算出することができないため、ステップ S 3 0 に戻り、歯科医師の判断で解剖学的に安全な埋入位置の候補データを複数入力し、これらの候補データからより適切な埋入位置の決定処理をコンピュータ 1 にて実行することになる。

上述したように、歯列の欠損部分を補う歯冠の咬合データに基づいて算出した人工歯根の埋入位置について、この埋入位置に人工歯根を埋入した場合に近傍に生じる力学的評価因子の値が小さく、力学的に安定で、且つ、解剖学的に安全である場合に、この埋入位置を決定することにより、粘膜下の顎骨の形状を十分に把握し、神経系及び近傍の歯根を十分に回避した人工歯根の埋入位置を特定することができる。

また、上述したように特定された埋入位置に基づいて、当該埋入位置に穿孔された人工歯根窩洞の形状を予測することが可能となるため、埋入すべきインプラントの形状を予測して既製の構造体（人工歯根）から所望の形状のインプラントを選択することもできる。

以下に、上述のようにコンピュータ 1 が特定した人工歯根の埋入位置に基づいて、人工歯根を埋入する人工歯根窩洞を精度良く穿孔する際の補助部材であるガイド部材の製造処理について説明する。

第 10 図は本発明に係るガイド部材製造装置の構成例を示すブロック図であり、図中 2 は本発明のガイド部材製造装置を示している。このガイド部材製造装置 2 はパーソナルコンピュータ等により構成しており、制御部 20、RAM 21、HD 22、材料貯蔵部 23、部材形成部（形成手段）24、穿孔部（穿孔手段）25、表示部 26、操作部 27、外部記憶装置 28 等を備えている。

制御部 20 は、具体的には CPU 等により構成され、バスを介してガイド部材製造装置 2 の上述したハードウェア各部と接続されており、それらを制御すると共に、HD 22 に格納されたコンピュータプログラムを順次実行する。

HD 22 は、本発明に係るガイド部材製造装置 2 の動作に必要な種々のコンピュータプログラムを記憶している。

RAM 21 は、SRAM、DRAM、フラッシュメモリ等で構成されており、制御部 20 によるコンピュータプログラムの実行時に発生する一時的なデータを記憶する。尚、RAM 21 にフラッシュメモリを使用した場合には、停電、ガイド部材製造装置 2 の移動等のために電源が遮断された場合であっても記憶内容が失われることはない。

外部記憶装置 28 は、CD-ROM ドライブ又はフレキシブルディスクドライブ等で構成されており、各種のデータ及びコンピュータプログラムが記録されている CD-ROM 又はフレキシブルディスク等の可搬型記録媒体から各種のデータを読み取り HD 22 に記憶させる。

ガイド部材製造装置 2 は、上述した人工歯根埋入位置特定装置と

してのコンピュータ 1 とケーブル（図示せず）を介して接続されることにより、コンピュータ 1 が算出した合成データ及び埋入位置データを、ケーブルを介して取得して H D 2 2 に記憶させる構成としてもよく、また、コンピュータ 1 から一旦 C D - R O M 又はフレキシブルディスク等の記録媒体に記録された合成データ及び埋入位置データを、外部記憶装置 2 8 を介して取得して H D 2 2 に記憶させる構成としてもよい。このように H D 2 2 に記憶させた合成データ及び埋入位置データを R A M 2 1 に読み出すことにより、ガイド部材製造装置 2 の制御部 2 0 は、ガイド部材の製造処理に各データを用いることができる。

材料貯蔵部 2 3 は、ガイド部材の原材料として例えばアクリリックレンジ等を適宜の形状に形成したアクリリックレンジブロックを貯蔵しており、制御部 2 0 からの指示に従い、アクリリックレンジブロックを適宜、部材形成部 2 4 に送り出す。

部材形成部 2 4 は、切削工具等から構成されており、材料貯蔵部 2 3 から取得したアクリリックレンジブロックを、制御部 2 0 からの指示により、上述したように R A M 2 1 に記憶してある合成データに含まれる歯冠データ及び該歯冠データが示す歯冠に隣接する歯を示すデータに基づいて切削し、この歯冠及び隣接する歯の形状に形成し、穿孔部 2 5 に送り出す。尚、切削された前記アクリリックレンジブロックは、患者の歯列における欠損部分において、この欠損部分に隣接する歯に掛止することにより装着されるため、隣接する歯に形成された部分においては、冠状に形成されている。

穿孔部 2 5 は、部材形成部 2 4 により所望の形状に切削されたアクリリックレンジブロックに、制御部 2 0 の指示により、R A M 2 1 に記憶してある埋入位置データに連なる位置にガイド孔を穿孔する。

表示部 26 は、液晶ディスプレイ（LCD：Liquid Crystal Display）等の表示装置であり、ガイド部材製造装置 2 の動作状態、歯科医師に通知すべき情報等を表示する。

操作部 27 は、ガイド部材製造装置 2 を操作するために必要なファンクションキー及びガイド部材製造装置 2 にガイド部材の製造処理を実行させるための実行キー 27a 等を備えている。尚、表示部 26 をタッチパネル方式とすることにより、操作部 27 の各種のキーの一部又は全部を代用することも可能である。

以下に、上述した構成のガイド部材製造装置 2 によるガイド部材の製造処理について説明する。第 11 図は本発明に係るガイド部材製造装置 2 によるガイド部材の製造処理手順を示すフローチャートである。

ガイド部材製造装置 2 を動作させる場合、歯科医師は、上述したようにコンピュータ 1 を用いて合成データ及び埋入位置データを算出しておき、ガイド部材製造装置 2 の操作部 27 に備える実行キー 27a をオンすることにより、ガイド部材製造装置 2 にガイド部材の製造処理を実行させる。

ガイド部材製造装置 2 において、制御部 20 は、実行キー 27a がオンされたか否かを判断しており（S41）、実行キー 27a がオンされたと判断していない場合（S41：NO）、オンされるまで待機し、オンされたと判断した場合（S41：YES）、HD22 に記憶してある各コンピュータプログラムをRAM21に読み出して順次実行し、合成データ及び埋入位置データを外部から取得してRAM21に記憶する（S42）。

次に制御部 20 は、材料貯蔵部 23 に貯蔵してあるアクリリックレンジブロックを 1 つ部材形成部 24 に送り出し（S43）、部材形成部 24 により、RAM21 に記憶してある合成データに基づく

切削処理を実行することにより、合成データに含まれる歯冠データが示す歯冠及び該歯冠に隣接する残存歯の形状に切削してガイド部材を形成する（S 4 4）。

次に制御部 2 0 は、穿孔部 2 5 により、R A M 2 1 に記憶してある埋入位置データに基づいて、ステップ S 4 4 で形成したガイド部材の、前記埋入位置データが示す埋入位置に連なる位置に、ガイド孔を穿孔する（S 4 5）。

これにより、ガイド部材を、患者の術部、具体的には、歯列の欠損部分において、この欠損部分に隣接する残存歯に掛止させることにより装着した場合に、穿孔すべき人工歯根窩洞を延長した位置に前記ガイド孔が配置されることになる。

制御部 2 0 は、ガイド部材の所望箇所にガイド孔が穿孔された場合、表示部 2 6 に穿孔処理の完了を表示し（S 4 6）、ガイド部材の製造処理を終了する。

第 1 2 図はガイド部材の一例を示す模式図であり、図において 3 はガイド部材を示している。ガイド部材 3 は、歯列の欠損部分を補う歯冠の形状に形成された歯冠部 3 0 と、該欠損部分に隣接する隣接歯 3 4 a, 3 4 b, 3 4 c に被され、歯冠部 3 0 を支持する支持部 3 1 a, 3 1 b, 3 1 c とを備えており、歯冠部 3 0 には、ガイド孔 3 2, 3 2 が穿設されている。

このようなガイド部材 3 は、図中の矢符 A, A, A で示すように、支持部 3 1 a, 3 1 b, 3 1 c を夫々隣接歯 3 4 a, 3 4 b, 3 4 c に被せることにより、歯冠部 3 0 を固定することができ、このようなガイド部材 3 において、ガイド孔 3 2, 3 2 夫々にドリル等の穿孔装置の先端部を嵌合させていき、ガイド孔 3 2, 3 2 に沿って、粘膜 3 5 下を穿孔することにより、目標とする埋入位置における人工歯根窩洞 3 3, 3 3 を穿設することができる。

また、全部床義歯（いわゆる総入れ歯）等を使用する患者においては、残存歯が全く無く、ガイド部材 3 を掛止させることができないため、歯冠部 30 を顎骨の表面に直接載置できるよう、歯冠部 30 の基底面が顎骨表面の形態に一致する形状を有するガイド部材を製造してもよい。

このように、上述したコンピュータ 1 により精度良く算出された人工歯根の埋入位置に基づいて製造した、歯列を補綴する歯冠及びその近傍を覆うガイド部材 3 を用いることにより、人工歯根窩洞 33, 33 の穿孔手術の際に、ガイド孔 32, 32 が穿孔装置の先端部を誘導し、人工歯根窩洞 33, 33 の穿孔手術の経験が少ない歯科医師であっても、人工歯根窩洞 33, 33 を精度良く穿孔することが可能となる。

尚、ガイド部材の原材料は、アクリリックブロックに限られず、樹脂（レジン）によりガイド部材を製造することも可能であり、また、上述した切削処理による製造方法に限られず、型を用いた成型加工にて製造することもできる。更に、アクリリックブロックを切削し、生成されたガイド部材に、ワックスによりレンジ重合を施してもよい。

以下に、上述のようにガイド部材製造装置 2 が製造したガイド部材 3 を用いて人工歯根窩洞 33, 33 を穿孔する穿孔装置に装着され、該穿孔装置の穿孔方向を検知する検知装置について説明する。

第 13 図は本発明に係る検知装置の構成例を示すブロック図であり、図中 4 は本発明の検知装置を示している。この検知装置 4 は、本体部 40 と、穿孔装置 50 に装着されるシリコンジャイロ又は角度センサ等のジャイロセンサにより構成される検出部（検出手段）53 とをケーブル 54 を介して接続することにより構成されている。尚、この本体部 40 と検出部 53 とを一体とする構成も可能である。

本体部 4 0 は、制御部 4 1、R A M 4 2、R O M 4 3、表示部 4 5、操作部 4 6、検出部 5 3 と接続するためのインタフェース 4 4 等を備えている。

制御部 4 1 は、具体的には C P U 又は M P U 等により構成され、バスを介して本体部 4 0 の上述したようなハードウェア各部、及びインタフェース 4 4 を介して検出部 5 3 と接続されており、それらを制御すると共に、R O M 4 3 に格納されたコンピュータプログラムを順次実行する。

R O M 4 3 は、本発明に係る検知装置 4 の動作に必要な種々のコンピュータプログラム、例えば穿孔方向判断処理プログラムを記憶している。R A M 4 2 は、S R A M、D R A M、フラッシュメモリ等で構成されており、制御部 4 1 によるコンピュータプログラムの実行時に発生する一時的なデータを記憶する。

表示部 4 5 は、液晶ディスプレイ等の表示装置であり、検知装置 4 の動作状態、歯科医師に通知すべき情報等を表示する。また穿孔装置 5 0 における穿孔方向の誤りを報知する報知手段としての L E D (Light Emitting Diode) 等からなる報知ランプ 4 5 a を備えている。尚、この報知ランプ 4 5 a は、穿孔装置 5 0 の穿孔方向が適切であれば、例えば青色に点灯し、穿孔方向が不適切であれば、例えば赤色に点灯する。また、報知ランプ 4 5 a だけでなく、穿孔装置 5 0 の穿孔方向の誤りを音声により報知するために、ブザー等を備える構成であってもよい。

操作部 4 6 は、検知装置 4 を操作するために必要なファンクションキー等を備えている。尚、表示部 4 5 をタッチパネル方式とすることにより、操作部 4 6 の各種のキーの一部又は全部を代用することも可能である。

穿孔装置 5 0 は、歯科医師が十分に保持するための保持部 5 1 を

備えており、保持部 5 1 の一端部には、該保持部 5 1 の長手方向に対して垂直に、本発明に係るドリル部（ドリル） 5 2 を着脱が可能に取り付けてある。また、このドリル部 5 2 には、穿孔処理の開始位置である先端部から、上述した人工歯根埋入位置特定装置としてのコンピュータ 1 が算出した埋入位置データに従った距離を隔てた位置にレーザ光によるマーク 5 2 a が付してある。尚、第 1 3 図のドリル部 5 2 には、太線と、太線を隔てて適宜位置の細線とからなるマーク 5 2 a が付してあり、穿孔処理の際の穿孔距離の目印とすることができる。更に、このドリル部 5 2 は、ケーブル 5 5 を介して図示しないエンジン部に接続されており、このエンジン部からの電力供給により回転するように構成されている。

本実施の形態における検知装置 4 において、検出部 5 3 は、穿孔装置 5 0 の保持部 5 1 の、ドリル部 5 2 の穿孔方向を検出できる適宜位置に装着される。

検出部 5 3 は、検出した穿孔装置 5 0 のドリル部 5 2 における穿孔方向を、ケーブル 5 4 を介して本体部 4 0 の制御部 4 1 に入力し、制御部 4 1 は、ROM 4 3 に記憶してある穿孔方向判断処理プログラムを実行することにより、ドリル部 5 2 の穿孔方向が適切であるか否かを判断する判断手段として動作する。また、検出部 5 3 には、セットキー 5 3 a が設けてあり、このセットキー 5 3 a がオンされた時点での検出部 5 3 の検出方向が、設定方向として本体部 4 0 の RAM 4 2 に記憶される。

上述した構成の検出部 5 3 を装着した穿孔装置 5 0 は、第 1 3 図に示すように、ガイド部材製造装置 2 により製造されたガイド部材 3 を用い、患者の術部に装着されたガイド部材 3 のガイド孔 3 2 , 3 2 に沿って夫々ドリル部 5 2 を嵌合させていくことにより、ドリル部 5 2 の穿孔方向をある程度維持することができる。また、検出

部 5 3 により検出されたドリル部 5 2 における穿孔方向が、本体部 4 0 において、予めセットキー 5 3 a によりキャリブレーションされ、R A M 4 2 に記憶してある設定方向であるか否かを制御部 4 1 が判断することにより、適切な穿孔方向を確実に維持しながら穿孔処理を行うことができる。

尚、検出部 5 3 は、ジャイロセンサだけでなく、光センサ等により構成してもよく、歯科医師の腕の位置、穿孔装置 5 0 の位置、患者の体位、顎位等を 3 次元的に検出できる構成を備えることにより、より精度良く、人工歯根窩洞の穿孔処理を行なうことができる。

以下に、上述した構成の検出部 5 3 を装着した穿孔装置 5 0 による人工歯根窩洞の穿孔処理について説明する。第 1 4 図は本発明に係る検出部 5 3 を装着した穿孔装置 5 0 による人工歯根窩洞の穿孔処理手順を示すフローチャートである。

人工歯根窩洞の穿孔手術を行なう歯科医師は、上述したようにガイド部材製造装置 2 により製造したガイド部材 3 を、第 1 3 図に示すように、患者の術部、即ち歯列における欠損部分に装着させておき、穿孔装置 5 0 の保持部 5 1 を保持し、患者の術部に装着させたガイド部材 3 のガイド孔 3 2 の開口端からドリル部 5 2 の先端部を嵌合させ、検出部 5 3 のセットキー 5 3 a をオンする。

検出部 5 3 はセットキー 5 3 a がオンされたか否かを判断しており（S 5 1）、セットキー 5 3 a がオンされたと判断していない場合（S 5 1 : N O）、オンされるまで待機し、オンされたと判断した場合（S 5 1 : Y E S）、この時点で検出しているドリル部 5 2 の穿孔方向を、ケーブル 5 4 を介して本体部 4 0 に入力する。

本体部 4 0 において、制御部 4 1 は、表示部 4 5 に備える報知ランプ 4 5 a を青色で点滅させると同時に（S 5 2）、検出部 5 3 から取得した穿孔方向を設定方向として R A M 4 2 に記憶する（S 5

3)。

一方、検出部 5 3 は、制御部 4 1 の制御に従って所定のタイミングにてドリル部 5 2 の穿孔方向を検出しており、逐次ケーブル 5 4 を介して本体部 4 0 の制御部 4 1 に入力する。

制御部 4 1 は、検出部 5 3 が検出したドリル部 5 2 の穿孔方向を順次取得し (S 5 4)、ROM 4 3 に記憶してある穿孔方向判断処理プログラムを RAM 4 2 に読み出して実行することにより、検出部 5 3 から取得した穿孔方向が、RAM 4 2 に記憶してある設定方向と合致し、適切な穿孔方向であるか否かを判断する (S 5 5)。ガイド部材 3 のガイド孔 3 2 は、穿孔すべき人工歯根窩洞に連なるように穿設されており、ドリル部 5 2 の中心軸が、ガイド孔 3 2 の中心軸と一致するように、ドリル部 5 2 を嵌合させる必要がある。

制御部 4 1 は、検出部 5 3 から取得した穿孔方向が適切でないと判断した場合 (S 5 5 : NO)、報知ランプ 4 5 a を赤色に点灯させるとともに (S 5 6)、表示部 4 5 に穿孔方向が不適切であることを表示する (S 5 7)。尚、報知ランプ 4 5 a を、青、黄、赤の 3 色で点灯可能とすることにより、ドリル部 5 2 の穿孔方向の不適切度合に応じて点灯させる色を変化させてもよい。また、ドリル部 5 2 の穿孔方向が不適切である旨を報知する手段としては、報知ランプ 4 5 a のほか、警告音を発する構成としてもよい。

歯科医師は、報知ランプ 4 5 a の赤色の点灯を確認した場合、ドリル部 5 2 の回転を停止させるとともに、ドリル部 5 2 の穿孔方向を適切に修正する。

一方、制御部 4 1 は、検出部 5 3 から取得した穿孔方向が適切であると判断した場合 (S 5 5 : YES)、報知ランプ 4 5 a を青色に点灯させ (S 5 8)、表示部 4 5 に穿孔方向が適切であることを表示する (S 5 9)。

歯科医師は、ドリル部 5 2 に付されたマーク 5 2 a の位置に基づいて穿孔深さを認識しており、マーク 5 2 a が示す穿孔深さまで穿孔した場合、操作部 4 6 を操作等することにより穿孔処理の終了を指示することができる。

制御部 4 1 は、歯科医師からの穿孔処理の終了の指示があるか否かを判断しており（S 6 0）、穿孔処理の終了が指示されていない場合（S 6 0 : N O）、終了が指示されるまでステップ S 5 4 の処理に戻り、ドリル部 5 2 における穿孔方向が適切であるか否かの判断処理を繰り返す。

また制御部 4 1 は、人工歯根窩洞の穿孔処理の終了を指示されたと判断した場合（S 6 0 : Y E S）、表示部 4 5 に穿孔処理の完了を表示し（S 6 1）、処理を終了する。

その後、歯科医師は、穿孔した人工歯根窩洞に、チタンの既製の構造体である人工歯根を埋入し、この人工歯根の突出端部に、後述する義歯製造装置にて製造した歯冠を接合させることにより該歯冠を植立させ、歯列における欠損部分を補綴するとともに、各患者により適合した人工歯根及び歯冠を植立させることができる。

以下に、上述したように、人工歯根埋入位置特定装置としてのコンピュータ 1 が算出した歯冠データと、この歯冠データが示す歯冠における咬合データとに基づいて、人工歯根に支持させる歯冠を製造する処理について説明する。

第 1 5 図は本発明に係る義歯製造装置の構成例を示すブロック図であり、図中 6 は本発明の義歯製造装置を示している。この義歯製造装置 6 はパーソナルコンピュータ等からなり、制御部 6 0、R A M 6 1、H D 6 2、材料貯蔵部 6 3、削成部（削成手段）6 4、表示部 6 5、操作部 6 6、外部記憶装置 6 7 等を備えている。

制御部 6 0 は、具体的には C P U 等により構成され、バスを介し

て義歯製造装置 6 の上述したようなハードウェア各部と接続されており、それらを制御すると共に、H D 6 2 に格納されたコンピュータプログラムを順次実行する。

H D 6 2 は、本発明に係る義歯製造装置 6 の動作に必要な種々のコンピュータプログラムを記憶している。

R A M 6 1 は、S R A M、D R A M、フラッシュメモリ等で構成されており、制御部 6 0 によるコンピュータプログラムの実行時に発生する一時的なデータを記憶する。

外部記憶装置 6 7 は、C D - R O M ドライブ又はフレキシブルディスクドライブ等で構成されており、各種のデータ及びコンピュータプログラムが記録されている C D - R O M 又はフレキシブルディスク等の可搬型記録媒体から各種のデータを読み取り H D 6 2 に記憶させる。

義歯製造装置 6 は、上述した人工歯根埋入位置特定装置としてのコンピュータ 1 とケーブル（図示せず）を介して接続されることにより、コンピュータ 1 が算出した歯冠データ及び咬合データを、ケーブルを介して取得して H D 6 2 に記憶させる構成としてもよく、また、コンピュータ 1 から一旦 C D - R O M 又はフレキシブルディスク等の記録媒体に記録された歯冠データ及び咬合データを、外部記憶装置 6 7 を介して取得して H D 6 2 に記憶させる構成としてもよい。尚、義歯製造装置 6 の制御部 6 0 は、義歯の製造処理を実行する際に、H D 6 2 の歯冠データ及び咬合データを R A M 6 1 に読み出す。

材料貯蔵部 6 3 は、歯冠（義歯）の原材料として例えばチタン、セラミック、レジン等を適宜の形状に形成した歯冠部材を貯蔵しており、制御部 6 0 からの制御に従って適宜、削成部 6 4 に送り出す。

削成部 6 4 は、切削工具等から構成されており、材料貯蔵部 6 3

から取得した歯冠部材を、制御部 60 からの制御により、上述したように RAM 61 に記憶してある歯冠データ及び咬合データが示す形状に切削する。

表示部 65 は、液晶ディスプレイ等の表示装置であり、義歯製造装置 6 の動作状態、歯科医師に通知すべき情報等を表示する。

操作部 66 は、義歯製造装置 6 を操作するために必要なファンクションキー及び義歯製造装置 6 に歯冠の製造処理を実行させるための実行キー 66a 等を備えている。尚、表示部 65 をタッチパネル方式とすることにより、操作部 66 の各種のキーの一部又は全部を代用することも可能である。

以下に、上述した構成の義歯製造装置 6 による歯冠の製造処理について説明する。第 16 図は本発明に係る義歯製造装置 6 による歯冠の製造処理手順を示すフローチャートである。

義歯製造装置 6 を動作させる場合、歯科医師は、上述したようにコンピュータ 1 を用いて人工歯根の埋入位置の特定処理を実行した際に生成した歯冠データ及び咬合データを取得しておき、義歯製造装置 6 の操作部 66 に備える実行キー 66a をオンすることにより、義歯製造装置 6 に歯冠の製造処理を実行させる。

義歯製造装置 6 において、制御部 60 は、実行キー 66a がオンされたか否かを判断しており（S71）、実行キー 66a がオンされたと判断していない場合（S71：NO）、オンされるまで待機し、オンされたと判断した場合（S71：YES）、HD 62 に記憶してある各コンピュータプログラムを RAM 61 に読み出して順次実行し、歯冠データ及び咬合データを外部から取得して RAM 61 に記憶する（S72）。

次に制御部 60 は、材料貯蔵部 63 に貯蔵してある歯冠部材を 1 つ削成部 64 に送り出し（S73）、削成部 64 により、RAM 6

1 に記憶してある歯冠データ及び咬合データに基づく切削処理を実行することにより、咬合データが示す咬合面を有し、歯冠データが示す形状の歯冠に歯冠部材を切削する（S 7 4）。

制御部 6 0 は、歯冠データ及び咬合データに基づく切削処理が終了した場合、表示部 6 5 に切削処理の完了を表示し（S 7 5）、歯冠の製造処理を終了する。

上述したように、コンピュータ 1 により精度良く算出された歯冠データ及び咬合データを用いて、歯列の欠損部分を補綴する歯冠を製造することにより、適切な人工歯根の埋入位置を算出する際に得られた各データを有効に利用することができ、また、患者の歯列における残存歯及び使用中義歯に適応した義歯を製造することが可能となる。

上述した実施の形態では、コンピュータ 1 は、人工歯根埋入位置特定装置として動作するためのコンピュータプログラムを、外部記憶装置 1 3 を介して記録媒体から取得して H D 1 2 に記憶しているが、予め H D 1 2 にダウンロードしてある構成としてもよい。また、コンピュータ 1 にネットワークと接続するための通信インタフェース等を備えることにより、外部のネットワークを介して、他の通信装置から各コンピュータプログラムを取得する構成とすることもできる。

（第 2 実施の形態）

第 1 7 図は第 2 実施の形態に係る人工歯根埋入位置特定装置の構成例を示すブロック図である。第 1 7 図において、第 1 図と同一の構成については同一番号を付して説明を省略する。

第 2 実施の形態のコンピュータ 1 a は、上述した第 1 実施の形態のコンピュータ 1 と同様に、外部から取得した歯列データ 1 1 a と顎骨データ 1 1 b とを合成し、この合成データに基づいて、歯列の

欠損部分を補綴する歯冠を示す歯冠データを生成する。

また、コンピュータ 1 a において、CPU 1 0 は、生成した歯冠データを欠損部分に付加した合成データに基づいて、歯科医師から、人工歯根の埋入位置の候補データを複数（本実施の形態では 2 つ）受け付ける候補受付手段として動作する。また、CPU 1 0 は、受け付けた 2 つの候補データについて、夫々の候補データが示す埋入位置の近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を算出する力学的評価因子算出手段として動作する。更に、CPU 1 0 は、夫々算出した力学的評価因子の値が小さい方の候補データを埋入位置として特定する特定手段として動作する。

尚、本実施の形態では、生成した歯冠データを付加した合成データについて、各歯における咬合面が平らになるような咬合データを合成し、このような咬合面に所定の負荷を加えることにより夫々の埋入位置の近傍に生じる力学的評価因子を算出する。

以下に、上述した構成のコンピュータ 1 a による人工歯根の埋入位置の特定処理について説明する。第 1 8 図はコンピュータ 1 a による人工歯根の埋入位置の特定処理手順を示すフローチャート、第 1 9 図は第 2 実施の形態のコンピュータ 1 a による人工歯根の埋入位置の特定処理の説明図である。

コンピュータ 1 a を人工歯根埋入位置特定装置として動作させる場合、歯科医師は、対象となる患者の歯列データ 1 1 a 及び顎骨データ 1 1 b を夫々外部の装置にて予め取得しておき、コンピュータ 1 a に設けられた所定のアイコンをマウス 1 6 にてクリック等することにより、コンピュータ 1 a に人工歯根埋入位置の特定処理を実行させる。

コンピュータ 1 a において、CPU 1 0 は、所定のアイコンがクリックされたか否かを判断しており（S 8 1）、クリックされたと

判断していない場合（S 8 1 : N O）、所定のアイコンがクリックされるまで待機し、クリックされたと判断した場合（S 8 1 : Y E S）、H D 1 2 に記憶してある本発明に係る各コンピュータプログラムをR A M 1 1 に読み出し（S 8 2）、夫々のコンピュータプログラムに含まれるプログラムコードを順次実行する。

まずC P U 1 0 は、外部から取得してH D 1 2 に記憶してある各患者の歯列データ 1 1 a 及び顎骨データ 1 1 b をR A M 1 1 に読み出して記憶させ（S 8 3）、記憶させた歯列データ 1 1 a と顎骨データ 1 1 b とを合成して合成データを生成する（S 8 4）。またC P U 1 0 は、生成した合成データが示す歯列における欠損部分を補綴する歯冠を示す歯冠データを生成する（S 8 5）。尚、この歯冠データを生成する処理手順は第 1 実施の形態で示した手順と同じであるので説明を省略する。

次にC P U 1 0 は、生成した歯冠データを、ステップ S 8 4 において生成した合成データにおける欠損部分に付加し（S 8 6）、欠損部分を歯冠データにて補綴した合成データを生成する。

ここで、第 2 実施の形態では、この合成データに基づいて、歯科医師が、特定すべき人工歯根の埋入位置の候補として、2 つの候補データをコンピュータ 1 a に入力するように構成しており、C P U 1 0 は、歯科医師から候補データを受け付けたか否かを判断する（S 8 7）。候補データを受け付けていないと判断した場合（S 8 7 : N O）、C P U 1 0 は、受け付けるまで待機し、候補データを受け付けたと判断した場合（S 8 7 : Y E S）、受け付けた候補データをR A M 1 1 に記憶させておく。

またC P U 1 0 は、ステップ S 8 6 で、歯冠データを付加した合成データに所定の咬合データを合成し（S 8 8）、各歯が平らな咬合面を有する合成データを生成する。

ここで、第19図(a)は欠損部分に歯冠データを補綴した合成データに基づく歯列の一部の模式図であり、この合成データに所定の咬合データを合成することにより、第19図(b)に示すような平らな咬合面を有する歯列の合成データを生成する。

また、CPU10は、受け付けた埋入位置の候補データの一方について、所定の咬合力によりこの埋入位置の近傍に生じる力学的評価因子を算出する(S89)。ここでは、第19図(b)に示すような合成データにおける咬合データが示す各歯の咬合面に対して、第19図(c)中の破線70、71の夫々上に点で示した各位置に垂直に所定の咬合力を付加した場合に、この候補データが示す埋入位置の近傍に生じる力学的評価因子を算出する。

尚、この力学的評価因子の算出処理手順は第1実施の形態で示した手順と同じである。また、第19図(c)において破線70で示す位置は、各歯の咬合面の中心位置であり、破線71で示す位置は、例えば、中心位置から口の外側方向に3mm程度のオフセットを有する位置としているが、咬合力を加える位置はこのような位置に限られない。

同様にCPU10は、受け付けた埋入位置の他方の候補データについて、所定の咬合力により埋入位置の近傍の顎骨に生じる力学的評価因子を算出し(S90)、夫々算出した力学的評価因子の値を比較して、小さい方の候補データを選択し(S91)、選択した候補データが示す人工歯根の埋入位置を示す埋入位置データを取得してRAM11に記憶する。

上述したように、3次元の歯列データ11aと顎骨データ11bとを合成して生成された合成データに基づいて、歯科医師が、粘膜下の顎骨、神経系及び近傍の歯根の形状を把握した上で候補として挙げた2つの埋入位置から、コンピュータ1aが、より適切な埋入

位置を選択することにより、解剖学的に確実に安全で、力学的により安定した埋入位置を特定することができる。

また、上述のようにコンピュータ 1 a が人工歯根の埋入位置を特定する際に生成した合成データ及び埋入位置データを利用して、第 1 実施の形態で説明したガイド部材製造装置 2 により、人工歯根窩洞の穿孔手術の際の補助部材であるガイド部材 3 を製造することが可能である。更に、このガイド部材 3 を用いて、第 1 実施の形態で説明した検知装置 4 及びドリル部 5 2 を取り付け付けた穿孔装置 5 0 により、安全且つ精度良く人工歯根窩洞の穿孔手術を行なうことも可能である。

以上詳述したように、本発明は、歯列の欠損部分を補綴する義歯を支持する人工歯根（インプラント）の埋入位置を、解剖学的及び力学的解析に基づいて特定するシステムであるが、同様の解剖学的及び力学的解析を、骨移植手術におけるシミュレーション動作にも適用することができる。また、シミュレーションによる予測結果に基づいて、移植すべき骨の量、移植後に埋入すべきインプラントの形状及び埋入位置等を決定することもできる。更に、骨移植手術を補助するために、シミュレーションにより決定した骨量に適応した模型及びガイド部材等をコンピュータ処理（CAD/CAM）にて製造することもできる。

また、歯科用インプラントに限られず、人体の各部に加わる外力を考慮した力学的解析に基づいて、整形外科用インプラントを含めた生体インプラント（外科埋植材、外科埋没材）の埋入位置の特定処理にも適用することが可能である。

産業上の利用可能性

以上詳述したように、本発明の人工歯根埋入位置特定装置を用い

ることにより、各患者から取得された歯列データと顎骨データとの合成データに基づいて、各患者の粘膜下の顎骨及び各歯の歯根の形状等を立体的に把握することが可能であるため、下顎管、上顎洞及び隣在する歯根を十分に回避した人工歯根の埋入位置を特定することができる。

また、有限要素法に従って算出した埋入位置は力学的な安定性が高いため、この埋入位置に嵌合された人工歯根や、この埋入位置の近傍の顎骨に生じる力学的評価因子をより軽減することができる。

更に、各患者の残存歯及び使用中義歯に基づいて歯列の欠損部分を補綴する義歯を形成するとともに、この残存歯及び使用中義歯の咬合状態に適合した義歯の咬合状態を再現することができ、隣在する他の歯との調和が保たれ、違和感の無い義歯を形成することができる。尚、各患者の残存歯及び使用中義歯における咀嚼動作に基づいて義歯を形成することにより、患者個人の咀嚼動作を加味し、隣在する他の歯により適合する形状の義歯の形成を可能とする。

更には、本発明の人工歯根埋入位置特定装置にて生成した義歯データ及び埋入位置を利用して、人工歯根窩洞の穿孔手術の際に用いるガイド部材を製造することができる。また、このガイド部材を利用した穿孔手術の際に、このガイド部材に穿孔されたガイド孔に従った穿孔方向を案内する検知装置と、穿孔深さの目安となるマークが付されたドリルを穿孔装置に装着することにより、穿孔手術の経験が浅い歯科医師であってもその手術を行なえるようになり、経験豊富な歯科医師においては、安全且つ確実に手術を進行することができる。更に、本発明の人工歯根埋入位置特定装置にて生成した義歯データ及び咬合情報を利用して、埋入した人工歯根の歯冠部分である義歯をも精度良く製造することができる。

請 求 の 範 囲

1. 歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置において、

前記歯列の3次元データを取得する歯列データ取得手段と、

前記歯列に連なる顎骨の3次元データを取得する顎骨データ取得手段と、

前記歯列データ取得手段が取得した歯列の3次元データ及び前記顎骨データ取得手段が取得した顎骨の3次元データを合成する合成手段と、

該合成手段が生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する義歯データ生成手段と、

該義歯データ生成手段が生成した義歯データを付加した合成データに基づいて、前記人工歯根の埋入位置の候補を複数受け付ける候補受付手段と、

該候補受付手段が受け付けた候補から1つの埋入位置を特定する特定手段と

を備えることを特徴とする人工歯根埋入位置特定装置。

2. 前記候補受付手段が受け付けた候補の夫々が示す埋入位置について、予め設定してある咬合力により夫々の近傍に生じる力学的評価因子を算出する力学的評価因子算出手段を備え、

前記特定手段は、前記力学的評価因子算出手段が算出した力学的評価因子が最小である埋入位置を特定するように構成してあることを特徴とする請求項1に記載の人工歯根埋入位置特定装置。

3. 前記顎骨の3次元データは、前記顎骨の硬度情報を含んでおり、

前記力学的評価因子算出手段は、前記硬度情報に基づいて前記力

学的評価因子を算出するように構成してあることを特徴とする請求項 2 に記載の人工歯根埋入位置特定装置。

4. 歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置において、

前記歯列の 3 次元データを取得する歯列データ取得手段と、

前記歯列に連なる顎骨の 3 次元データを取得する顎骨データ取得手段と、

前記歯列データ取得手段が取得した歯列の 3 次元データ及び前記顎骨データ取得手段が取得した顎骨の 3 次元データを合成する合成手段と、

該合成手段が生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する義歯データ生成手段と、

前記合成データに基づいて、前記義歯データ生成手段が生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を生成する咬合情報生成手段と、

該咬合情報生成手段が生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出する算出手段と
を備えることを特徴とする人工歯根埋入位置特定装置。

5. 歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定装置において、

前記歯列の 3 次元データを取得する歯列データ取得手段と、

前記歯列に連なる顎骨の 3 次元データを取得する顎骨データ取得手段と、

前記歯列における咀嚼情報を取得する咀嚼情報取得手段と、

前記歯列データ取得手段が取得した歯列の 3 次元データ及び前記顎骨データ取得手段が取得した顎骨の 3 次元データを合成する合成

手段と、

該合成手段が生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成する義歯データ生成手段と、

前記合成データ及び前記咀嚼情報取得手段が取得した咀嚼情報に基づいて、前記義歯データ生成手段が生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を生成する咬合情報生成手段と、

該咬合情報生成手段が生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出する算出手段と
を備えることを特徴とする人工歯根埋入位置特定装置。

6. 前記義歯データ生成手段が生成した義歯データを付加した合成データに基づいて、前記人工歯根の埋入位置の候補を複数受け付ける候補受付手段と、

該候補受付手段が受け付けた候補の夫々が示す埋入位置について、前記咬合情報生成手段が生成した咬合情報が示す咬合力により夫々の近傍に生じる力学的評価因子を算出する力学的評価因子算出手段とを備え、

前記算出手段は、前記力学的評価因子算出手段にて算出した力学的評価因子が最小である埋入位置を特定するように構成してあることを特徴とする請求項4又は5に記載の人工歯根埋入位置特定装置。

7. 前記義歯データ生成手段は、前記合成データが示す歯列における残存歯に基づいて、前記義歯データを生成するように構成してあることを特徴とする請求項1乃至6のいずれかひとつに記載の人工歯根埋入位置特定装置。

8. 前記義歯データ生成手段は、前記合成データが示す歯列における残存歯がない場合、使用中義歯に基づいて前記義歯データを生成するように構成してあることを特徴とする請求項7に記載の人工

歯根埋入位置特定装置。

9. 外部からデータを受け付ける受付部、記憶部及び演算部を備えた計算装置を用いて、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定する人工歯根埋入位置特定方法において、

前記歯列の3次元データ及び該歯列に連なる顎骨の3次元データを受付部にて受け付け、

受け付けた前記歯列の3次元データ及び顎骨の3次元データを記憶部に記憶させ、

記憶してある前記歯列の3次元データ及び顎骨の3次元データを演算部にて合成し、

生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを演算部にて生成し、

前記合成データに基づいて、生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を演算部にて生成し、

生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を演算部にて算出することを特徴とする人工歯根埋入位置特定方法。

10. 歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根を埋入する人工歯根窩洞に連なるガイド孔を有するガイド部材を製造するガイド部材製造装置において、

請求項1乃至8のいずれかひとつに記載の人工歯根埋入位置特定装置が生成した義歯データを付加した合成データに基づいて、前記義歯データが示す義歯及び該義歯の近傍を覆う部材を形成する形成手段と、

該形成手段が形成した部材に、前記人工歯根埋入位置特定装置が特定した埋入位置に連なる前記ガイド孔を穿孔する穿孔手段とを備えることを特徴とするガイド部材製造装置。

1 1. 人工歯根を埋入する人工歯根窩洞を穿孔する穿孔装置に装着され、該穿孔装置の穿孔方向を検知する検知装置において、

前記穿孔装置の穿孔方向を検出する検出手段と、

該検出手段が検出した穿孔方向が、請求項 10 に記載のガイド部材製造装置により製造されたガイド部材が有するガイド孔の穿孔方向であるか否かを判断する判断手段と、

該判断手段が前記ガイド孔の穿孔方向でないと判断した場合に、前記穿孔装置の穿孔方向が誤っている旨を報知する報知手段とを備えることを特徴とする検知装置。

1 2. 穿孔装置に装着されるドリルにおいて、

先端部から、請求項 1 乃至 8 のいずれかひとつに記載の人工歯根埋入位置特定装置が特定した埋入位置に基づく距離を隔てた位置にマークを有することを特徴とするドリル。

1 3. 歯列の欠損部分を補う義歯を製造する義歯製造装置において、

請求項 4 乃至 8 のいずれかひとつに記載の人工歯根埋入位置特定装置が生成した義歯データ及び咬合情報に基づいて、該咬合情報が示す咬合面を有し、前記義歯データが示す形状の義歯を削成する削成手段を備えることを特徴とする義歯製造装置。

1 4. コンピュータに、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定させるためのコンピュータプログラムにおいて、

コンピュータに、取得した歯列の 3 次元データ、及び該歯列に連なる顎骨の 3 次元データを合成させる手順と、

コンピュータに、生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成させる手順と、

コンピュータに、前記合成データに基づいて、生成した義歯デー

タが示す義歯における咬合情報を生成させる手順と、

コンピュータに、生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出させる手順と
を実行させることを特徴とするコンピュータプログラム。

15. コンピュータに、歯列の欠損部分を補う義歯を支持する人工歯根の埋入位置を特定させるためのコンピュータプログラムが記録してあるコンピュータでの読み取りが可能な記録媒体において、

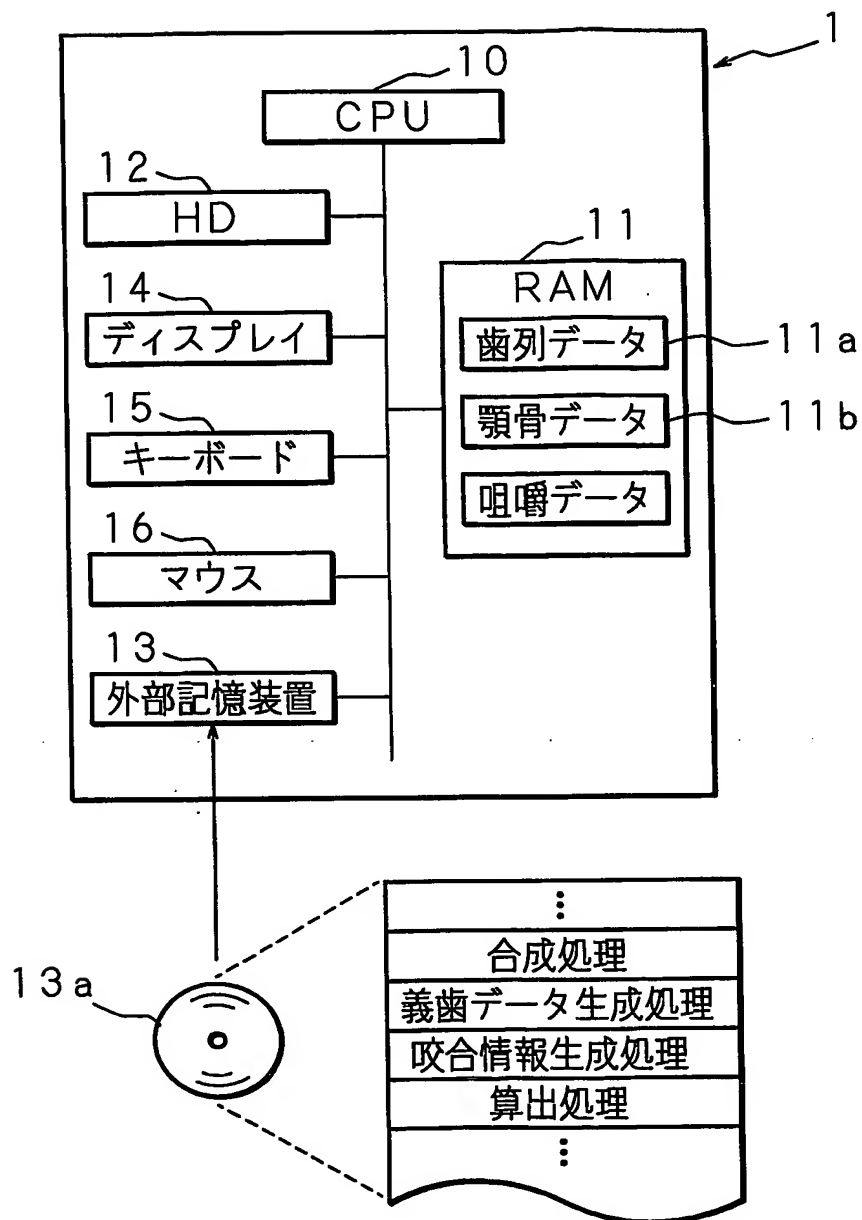
コンピュータに、取得した歯列の3次元データ、及び該歯列に連なる顎骨の3次元データを合成させる手順と、

コンピュータに、生成した歯列及び顎骨の合成データが示す前記歯列の欠損部分を補う義歯を示す義歯データを生成させる手順と、

コンピュータに、前記合成データに基づいて、生成した義歯データが示す義歯における咬合情報を生成させる手順と、

コンピュータに、生成した咬合情報に基づいて、前記義歯を支持する人工歯根の埋入位置を算出させる手順と
を実行させるためのコンピュータプログラムが記録してあることを特徴とする記録媒体。

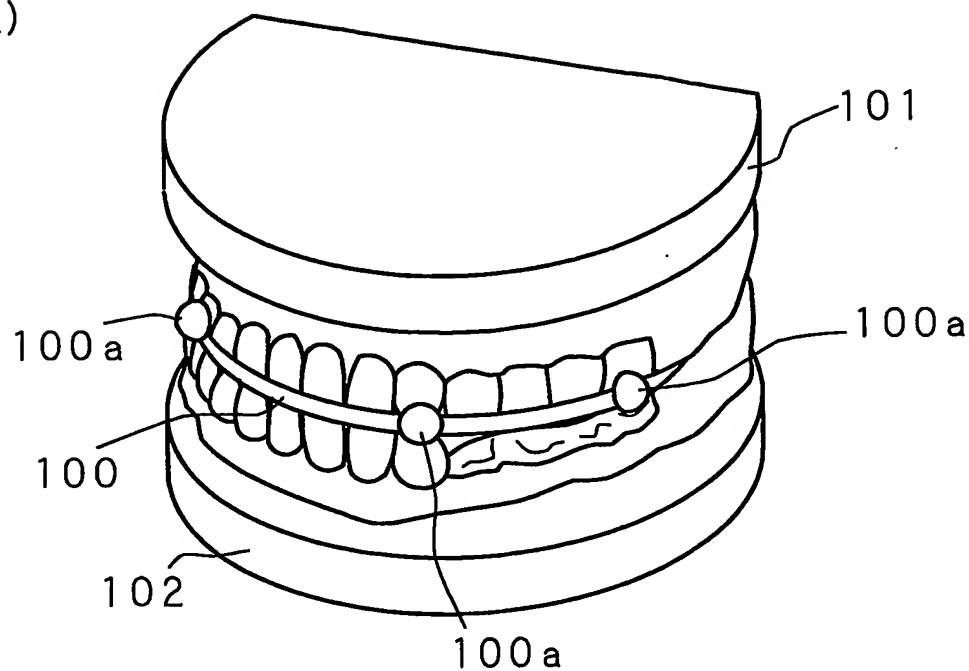
1/19



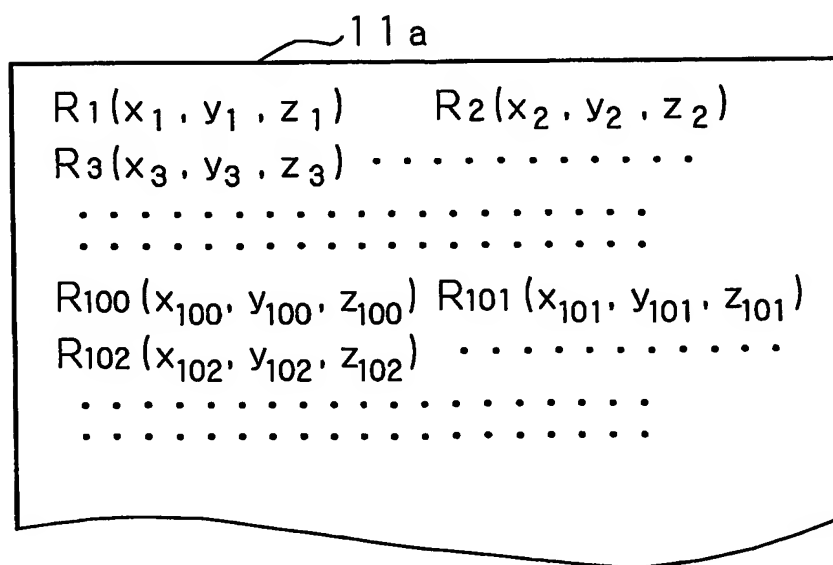
第 1 図

2/19

(a)

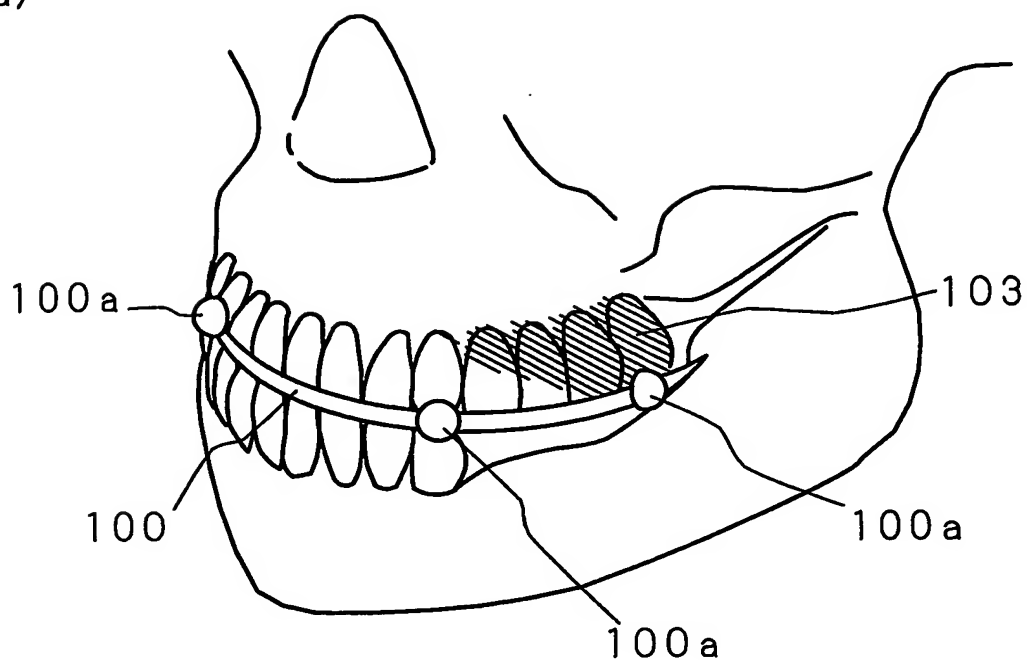


(b)



3/19

(a)



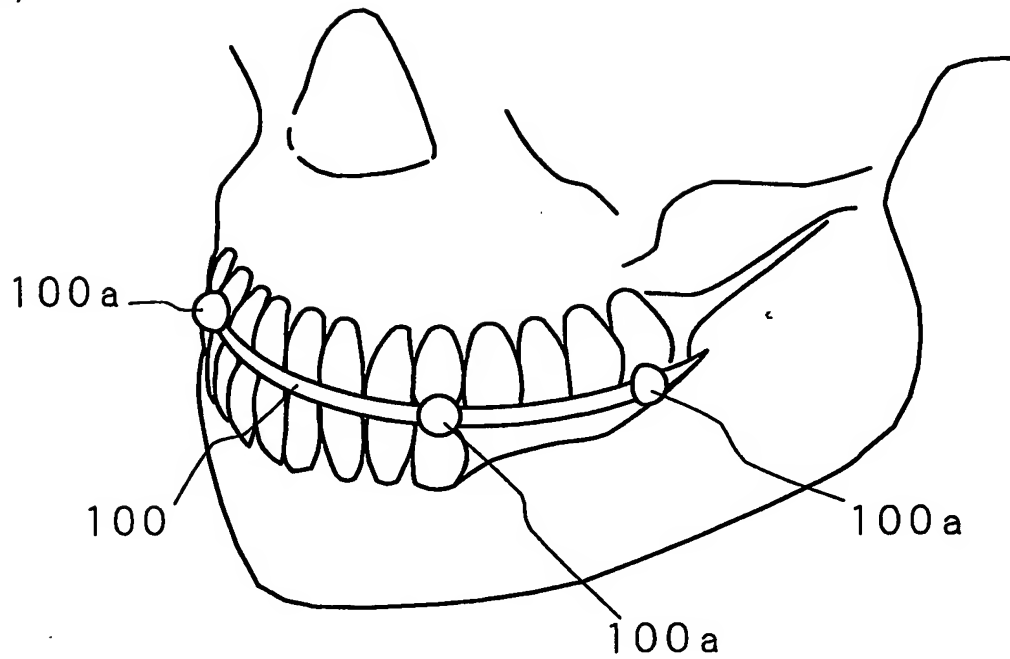
(b)

11b

$J_1(x_1, y_1, z_1, CT_1)$ $J_2(x_2, y_2, z_2, CT_2)$
 $J_3(x_3, y_3, z_3, CT_3)$

 $J_{200}(x_{200}, y_{200}, z_{200}, CT_{200})$ $J_{201}(x_{201}, y_{201}, z_{201}, CT_{201})$

(a)

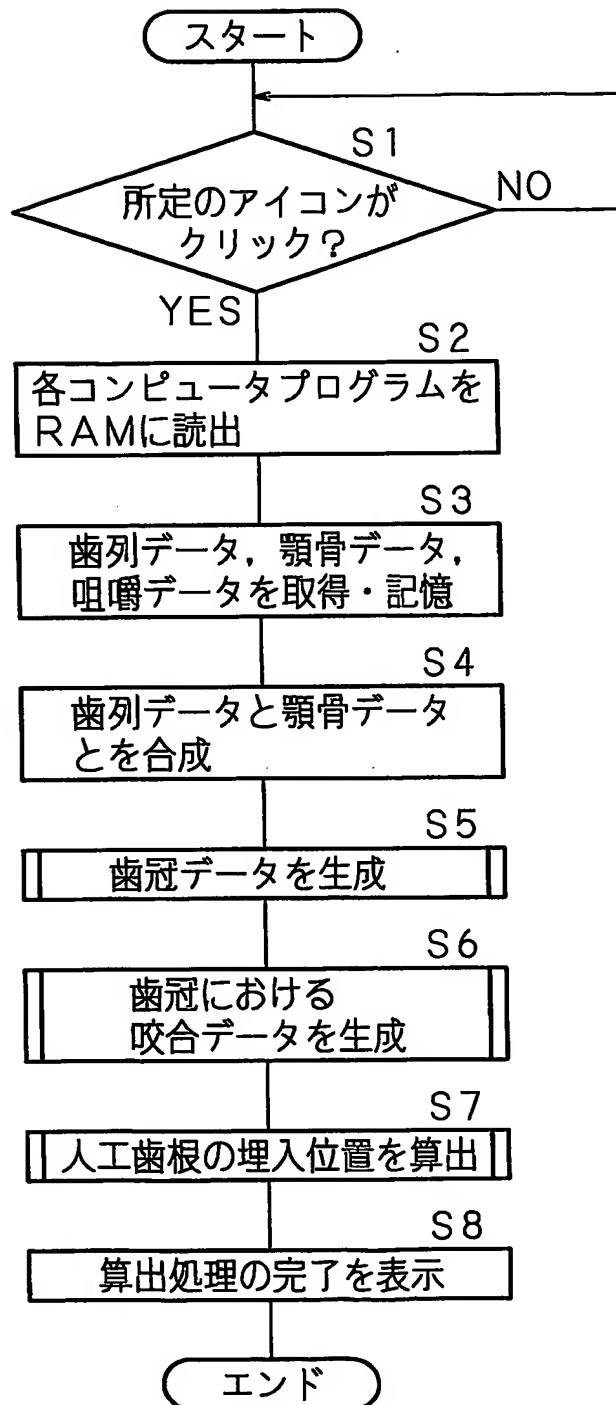


(b)

$$\begin{array}{ccccccc} J_1(x_1, y_1, z_1, CT_1) & J_2(x_2, y_2, z_2, CT_2) & & & & & \\ J_3(x_3, y_3, z_3, CT_3) & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \end{array}$$

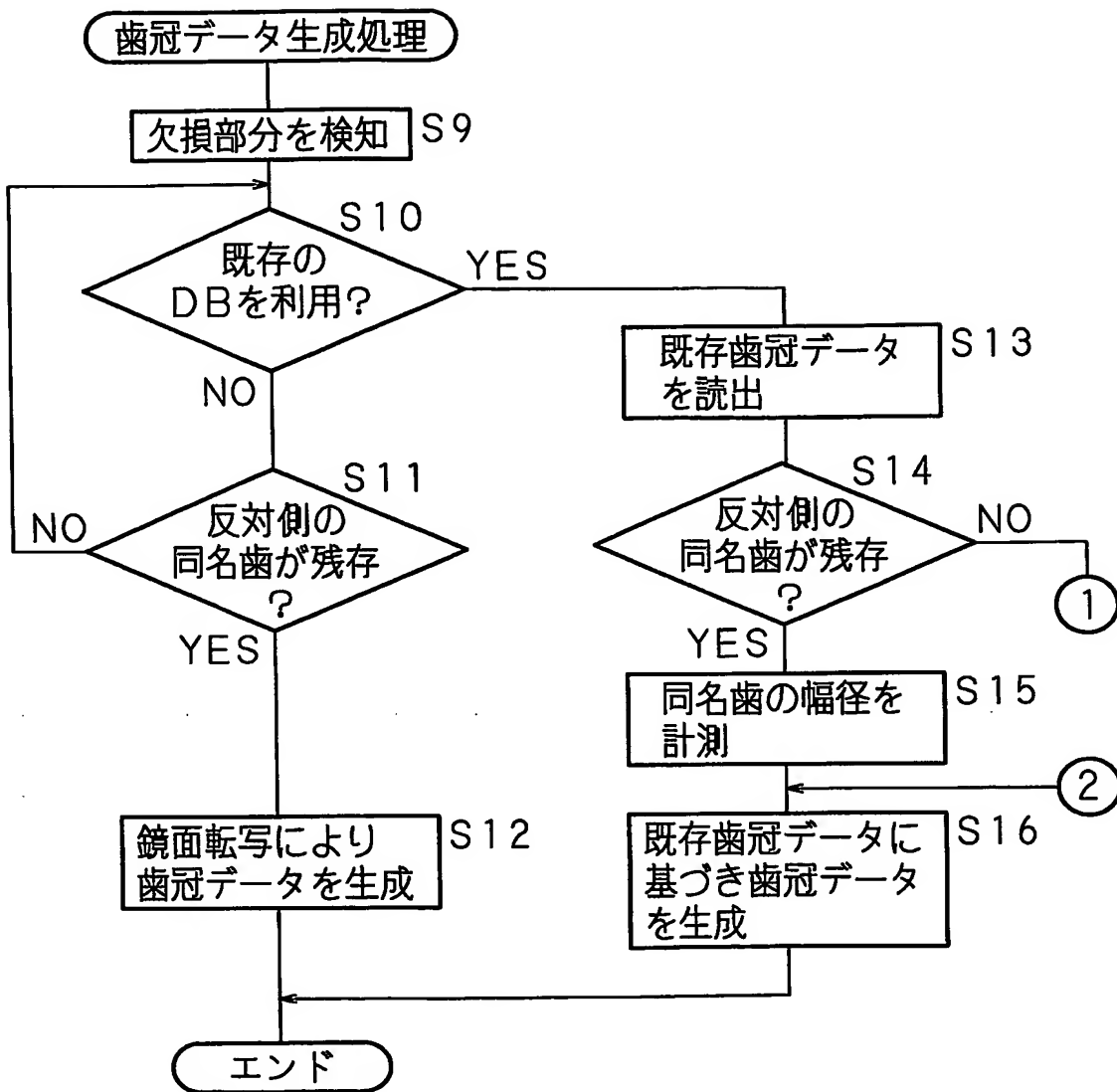
$$\begin{array}{ccccccc} R'_1(x_1, y_1, z_1) & & R'_2(x_2, y_2, z_2) & & & & \\ R'_3(x_3, y_3, z_3) & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{array}$$

5/19



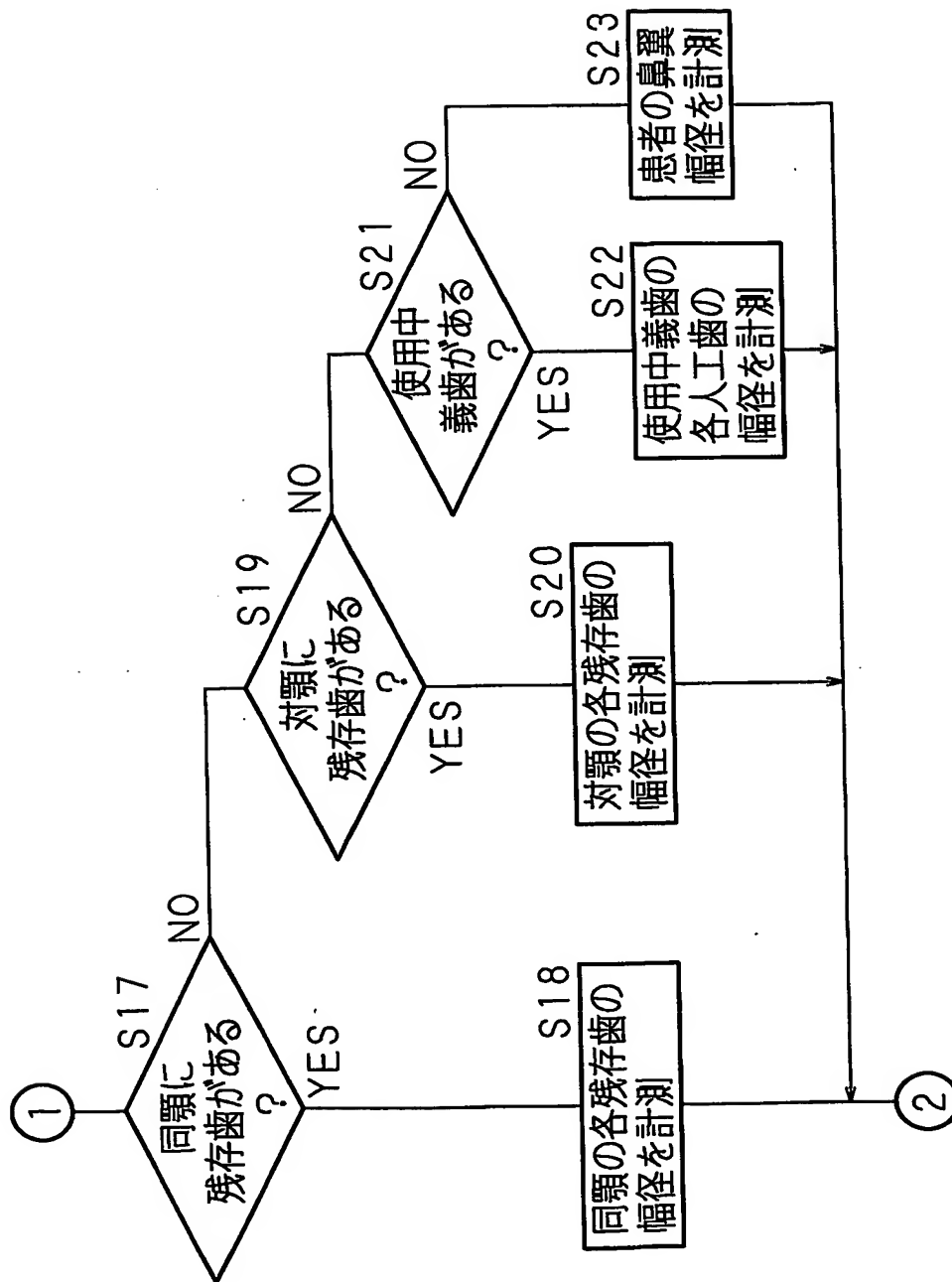
第 5 図

6/19



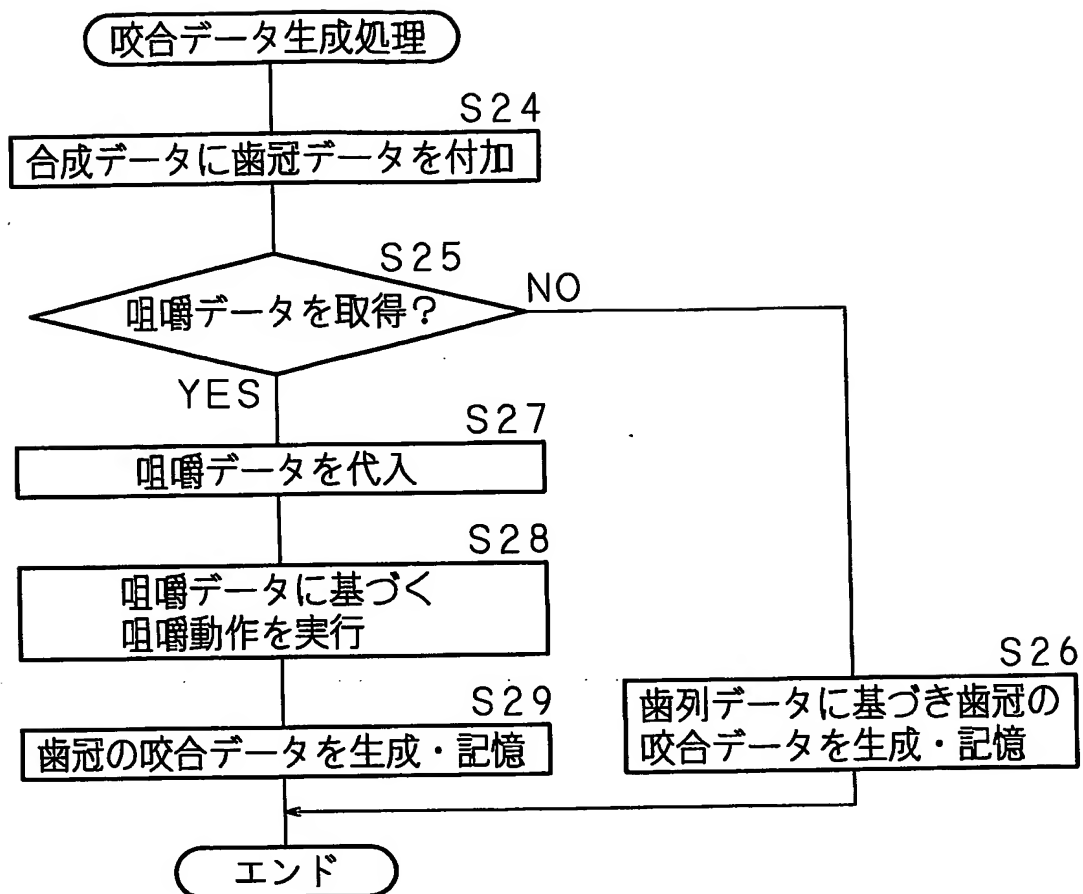
第 6 図

7/19



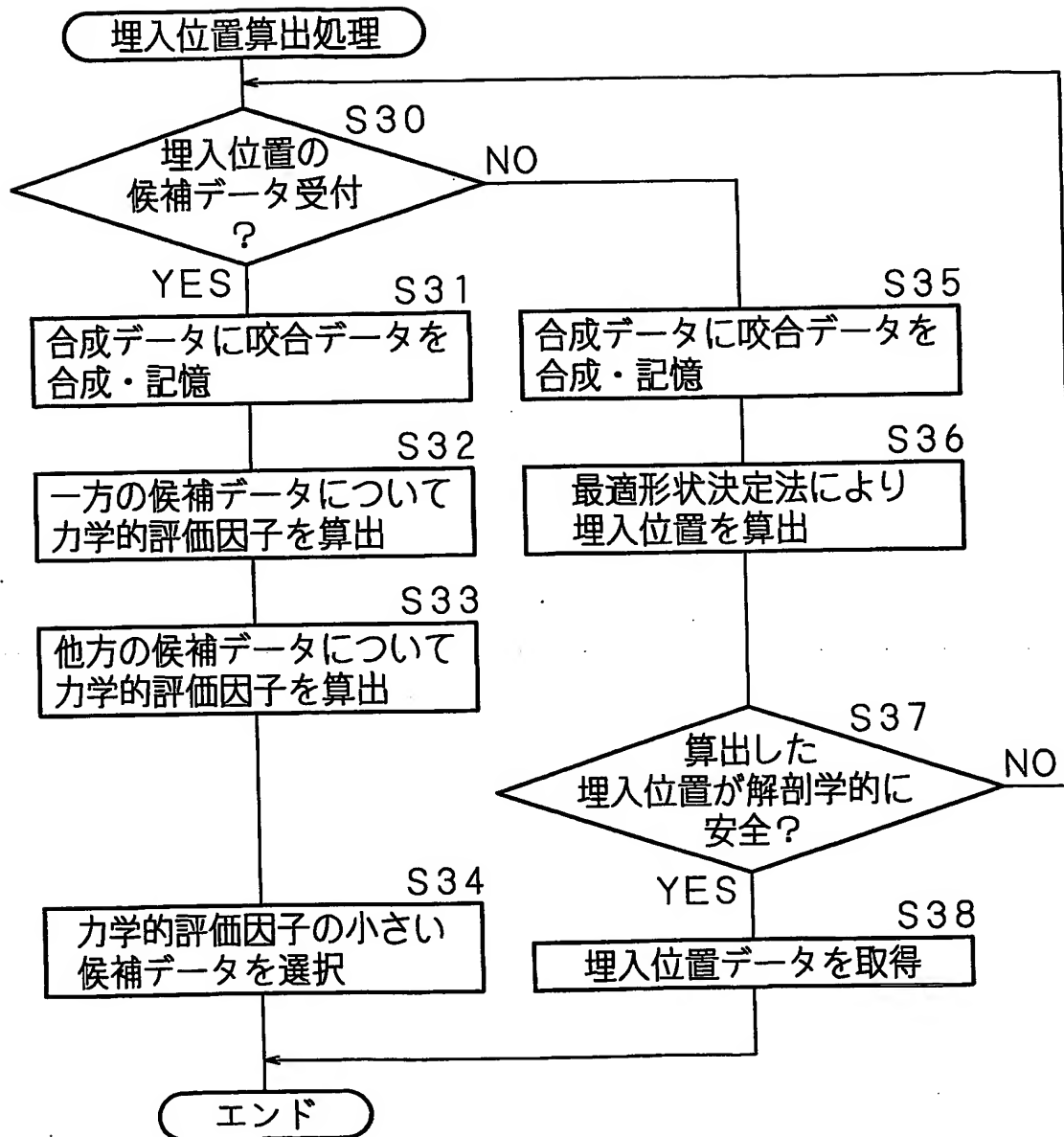
第 7 図

8/19



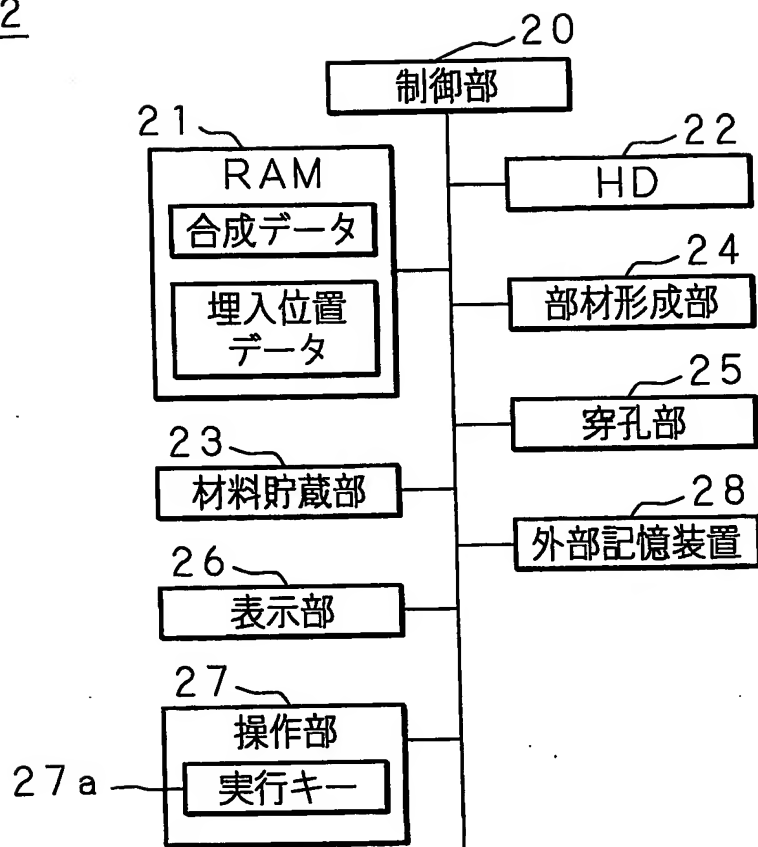
第 8 図

9/19



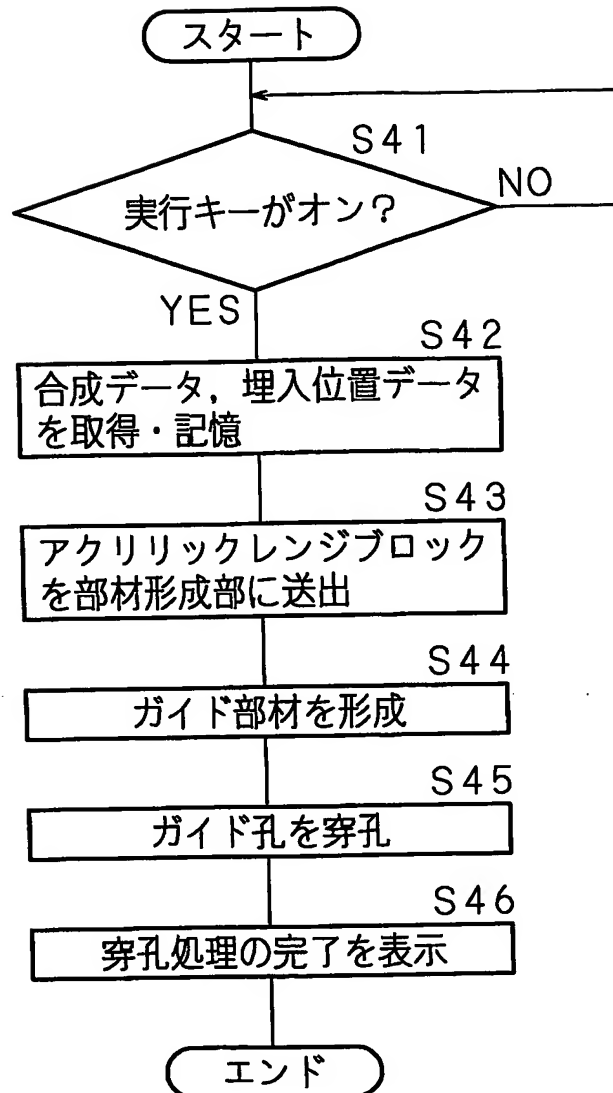
第 9 図

10/19

2

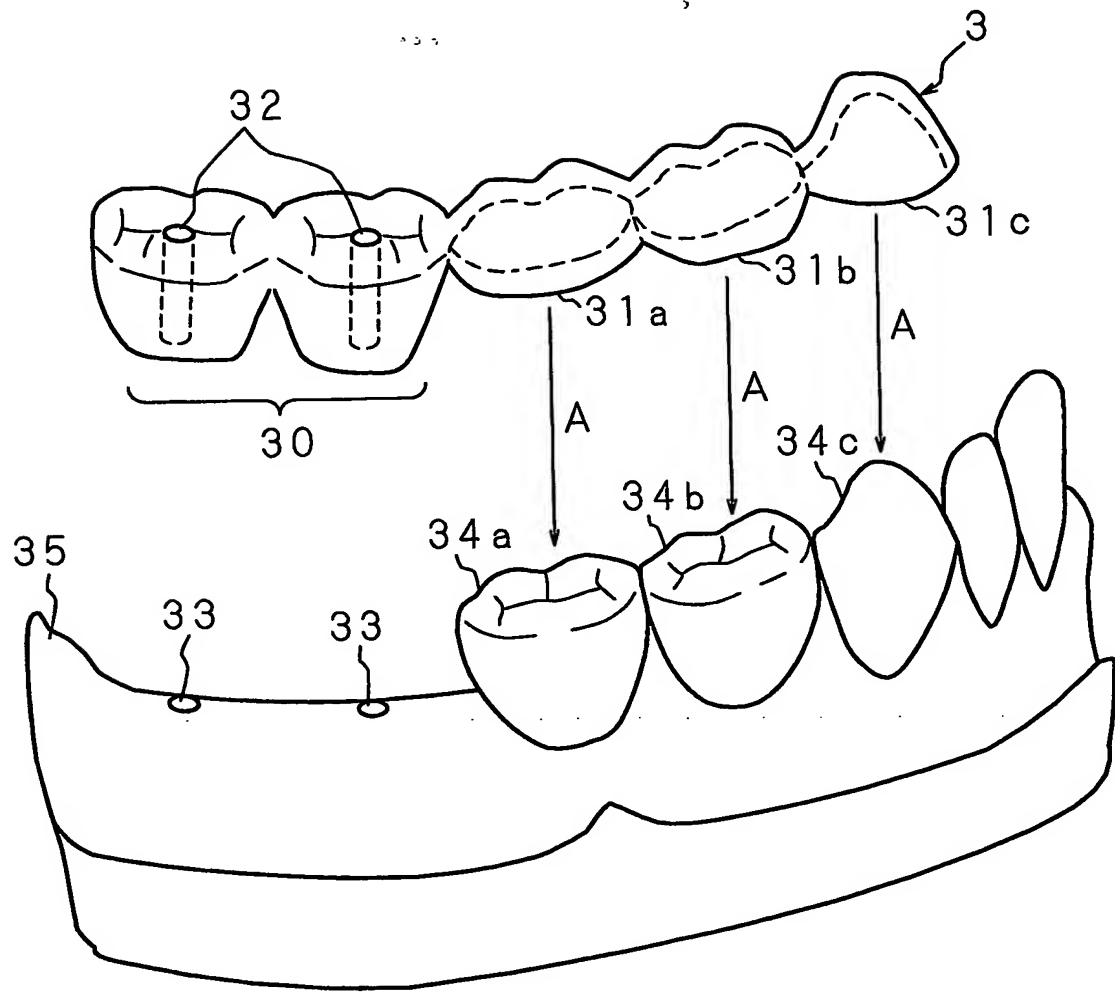
第 10 図

11/19



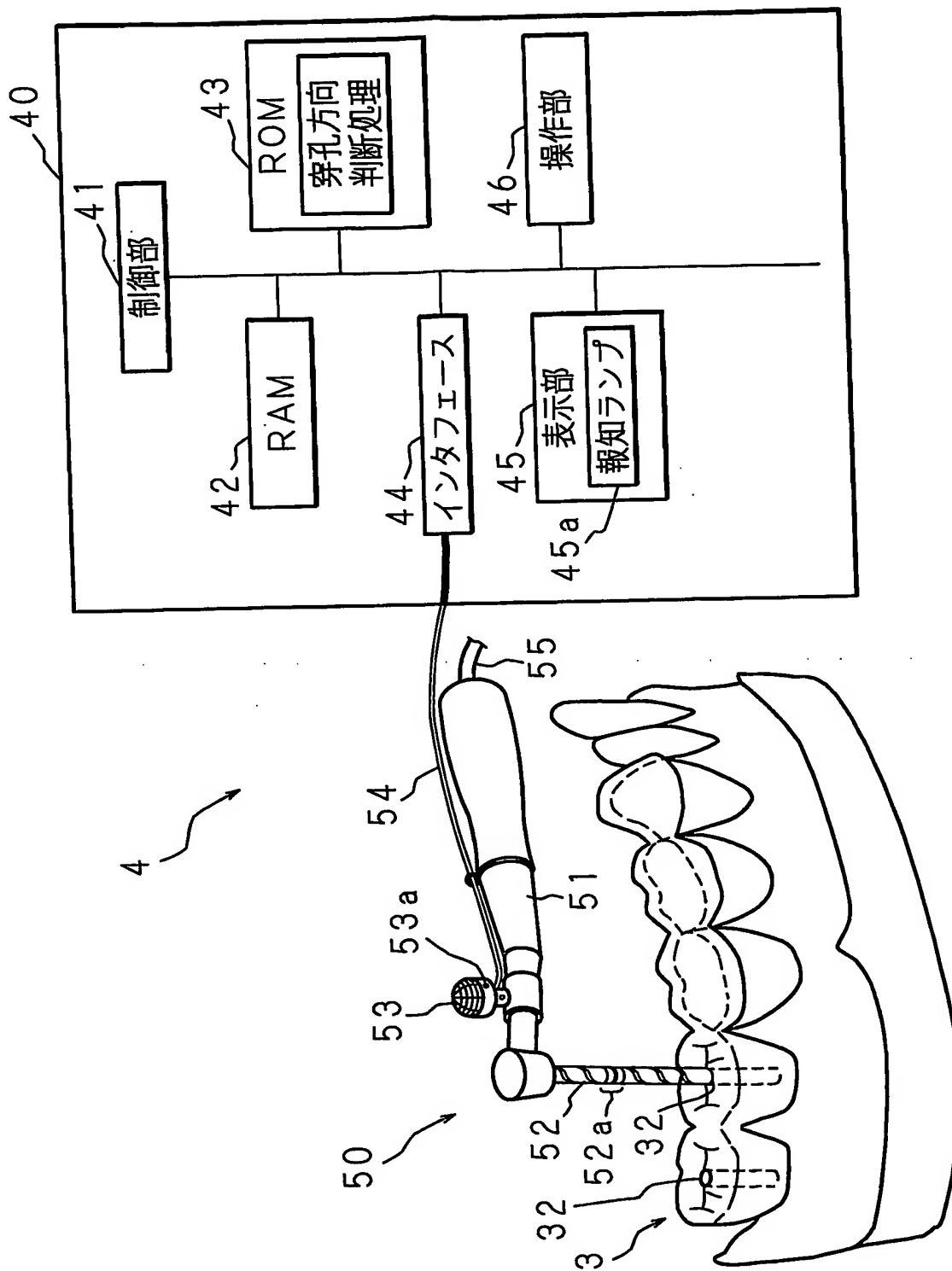
第 11 図

12/19



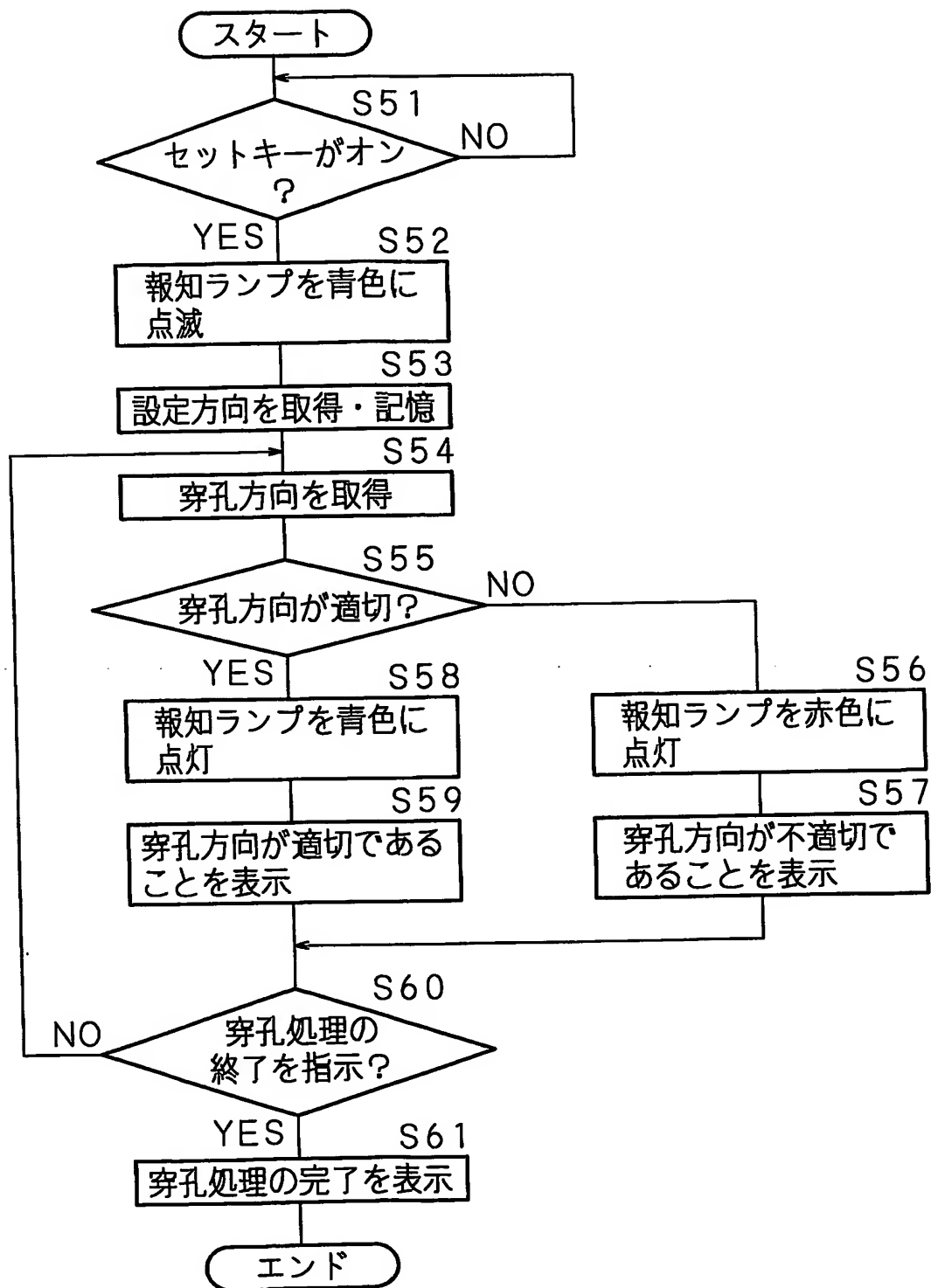
第 12 図

13/19



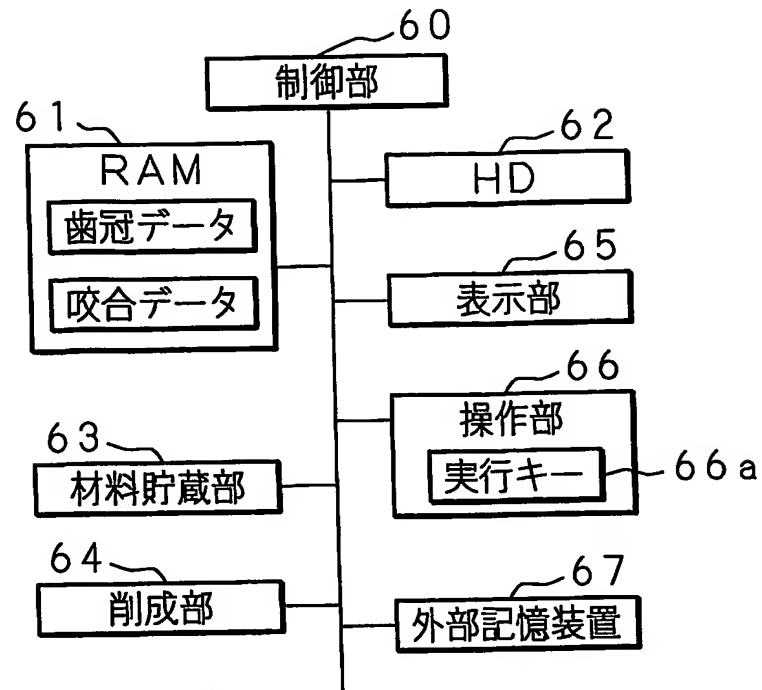
第 13 図

14/19



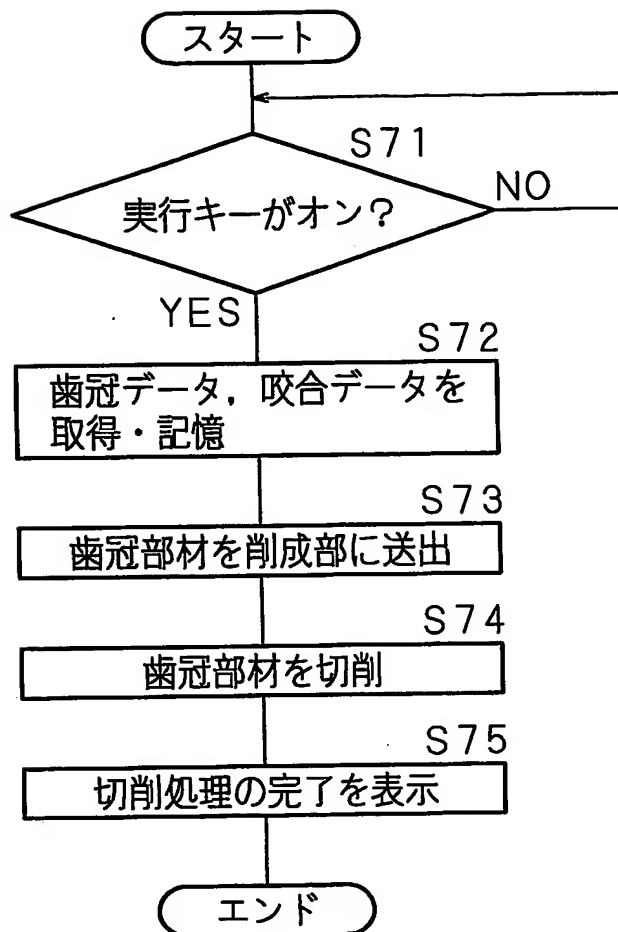
第 14 図

15/19

6

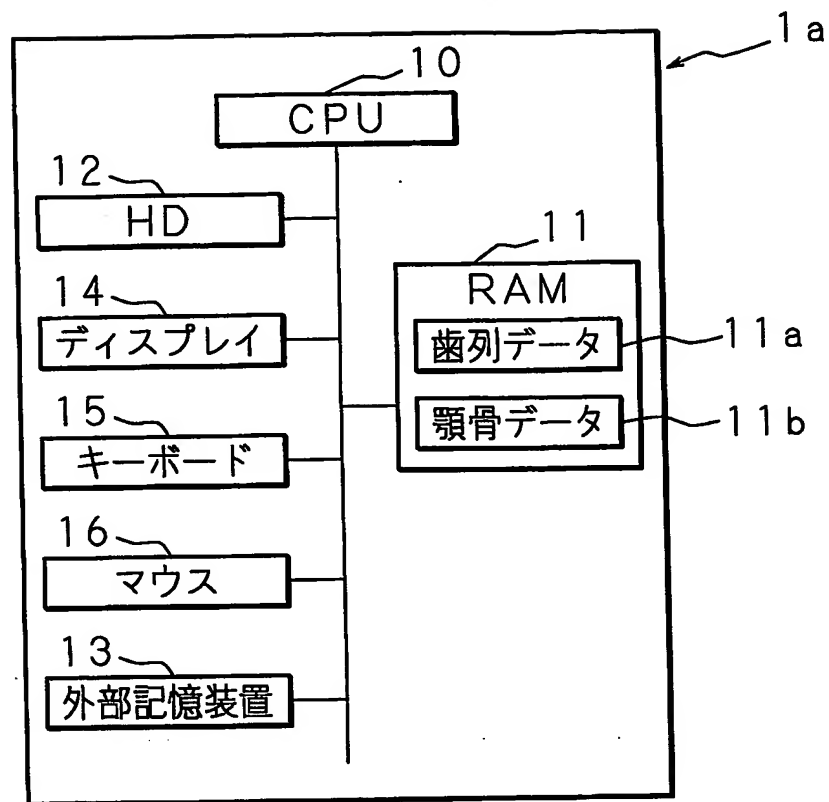
第 15 図

16/19



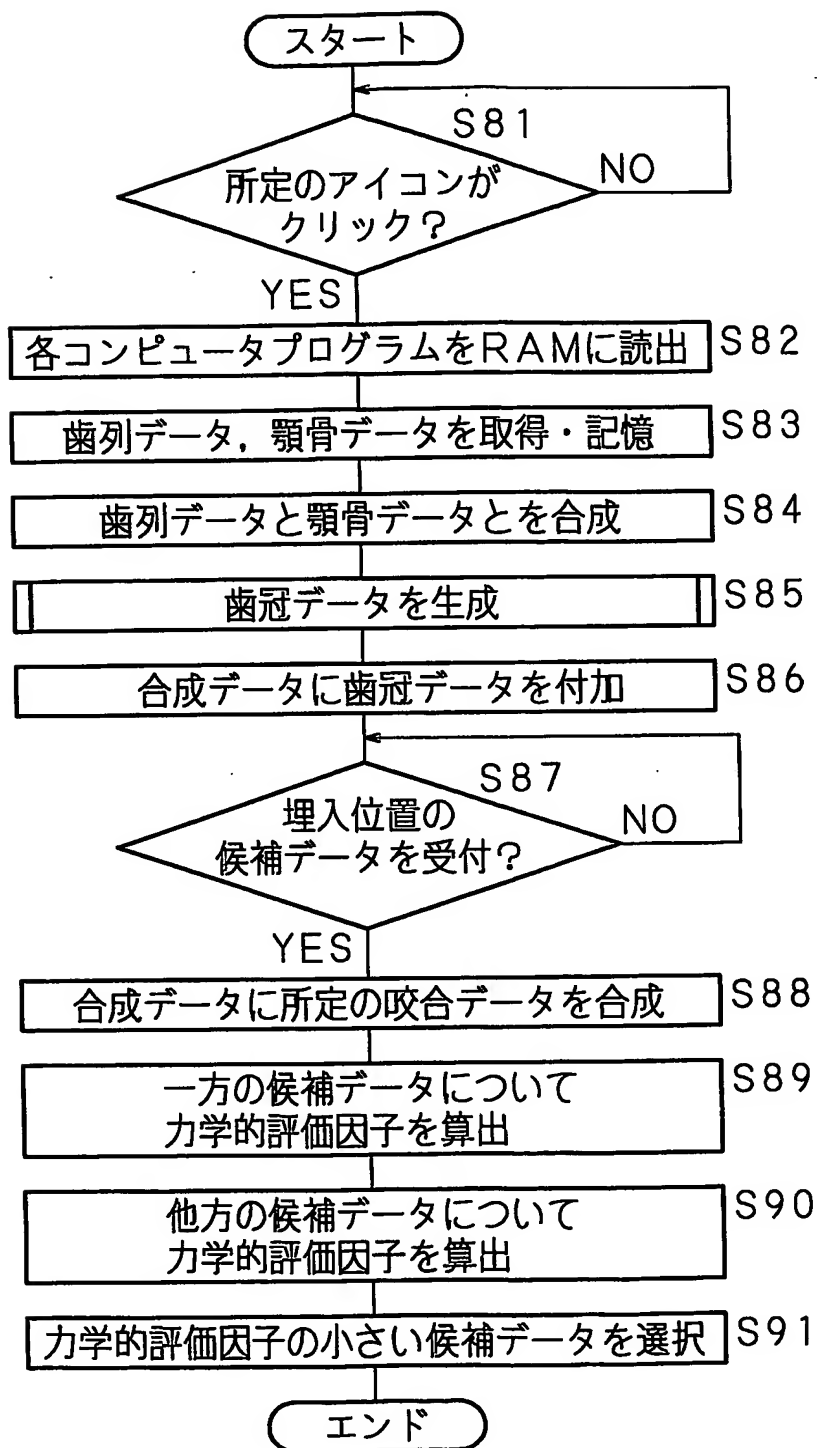
第 16 図

17/19



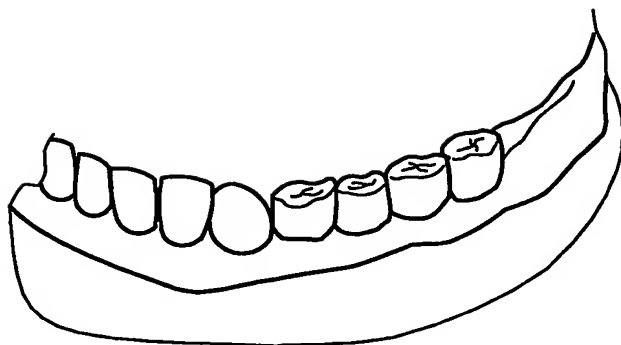
第 17 図

18/19

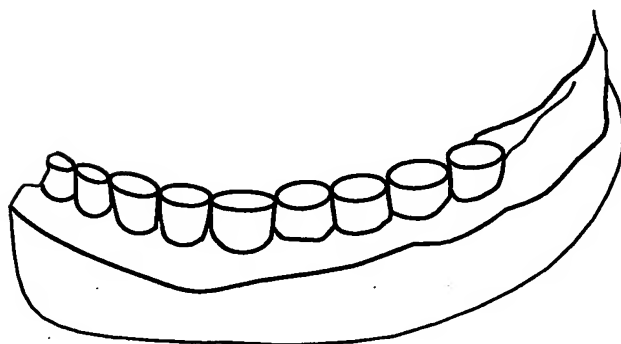


19/19

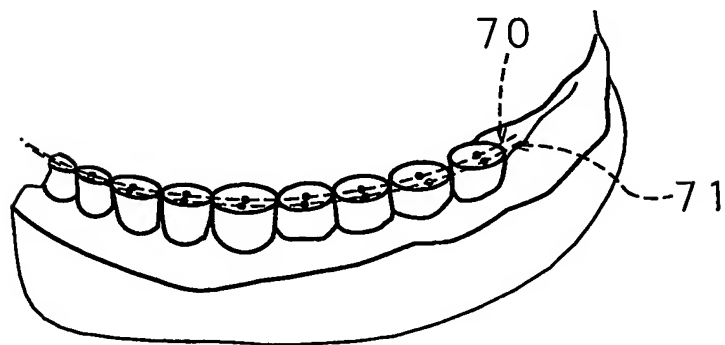
(a)



(b)



(c)



第 19 図

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10719

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61C19/00, A61C8/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61C19/00, A61C8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-88537 A (Kabushiki Kaisha Yunisun), 25 March, 2003 (25.03.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-9, 14-15
A	US 6319006 B1 (Sirona Dental Systems GmbH.), 20 November, 2001 (20.11.01), Full text; all drawings & JP 2001-170080 A & EP 1101451 A2	1-9, 14-15
A	US 4837732 A (Marco Brandestini), 06 June, 1989 (06.06.89), Full text; all drawings & JP 63-23656 A & EP 250993 A2	1-9, 14-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 November, 2003 (25.11.03)

Date of mailing of the international search report
16 December, 2003 (16.12.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/10719

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 99/26540 A1 (KLEIN, Michael), 03 June, 1999 (03.06.99), Full text; all drawings & JP 2001-523509 A & US 5967777 A & EP 1030598 A1	1-9, 14-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10719

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Main invention (First invention): claims 1-9, 14, 15.

Second invention: claim 10

Third invention: claim 11

Fourth invention: claim 12

Fifth invention: claim 13

The inventions of claim 10-13 relate to "a guide member manufacturing method", "a sensor", "a drill", and "an artificial tooth manufacturing device", respectively. However, any of the inventions merely uses data created by
(Continued to extra sheet.)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-9, 14, 15

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10719

Continuation of Box No.II of continuation of first sheet(1)

"an artificial tooth root implantation place determining device" defined in any one of claims 1-8, and does not include the whole determining device. Therefore, there is no technical relationship among those inventions involving one or more of the same special technical features as the inventions of claims 1-8 or one or more of corresponding technical features. Further there is no technical relationship represented by the same or corresponding special technical features among the inventions of claims 10-13.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61C19/00, A61C8/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61C19/00, A61C8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2003年
 日本国実用新案登録公報 1996-2003年
 日本国登録実用新案公報 1994-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2003-88537 A (株式会社ユニスン) 2003.03.25 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-9, 14-15
A	US 6319006 B1 (Sirona Dental Systems GmbH) 2001.11.20 全文, 全図 & JP 2001-170080 A & EP 1101451 A2	1-9, 14-15

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

25.11.03

国際調査報告の発送日

16.12.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号 100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安井 寿儀

3E

9530

電話番号 03-3581-1101 内線 3344

C (続き). 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	US 4837732 A (Marco Brandestini) 1989.06.06 全文, 全図 & JP 63-23656 A & EP 250993 A2	1-9, 14-15
A	WO 99/26540 A1 (KLEIN, Michael) 1999.06.03 全文, 全図 & JP 2001-523509 A & US 5967777 A & EP 1030598 A1	1-9, 14-15

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見(第1ページの2の続き)

法第8条第3項(PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見(第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときこの国際調査機関は認めた。

主発明(第1発明): 請求の範囲1-9, 14-15、第2発明: 請求の範囲10、
第3発明: 請求の範囲11、第4発明: 請求の範囲12、第5発明: 請求の範囲13

請求の範囲10-13は、それぞれ「ガイド部材製造装置」、「検知装置」、「ドリル」、「義歯製造装置」に関する発明であるが、いずれの発明も請求の範囲1-8のいずれかひとつに記載される「人工歯根埋入位置特定装置」が生成したデータを単に利用したものであって、該特定装置全体を含むものではないから、それぞれの発明は、請求の範囲1-8と同一又は対応する特別な技術的特徴を含む技術的關係があるとは認められない。また、請求の範囲10-13相互間においても、同一又は対応する特別な技術的特徴によって表現された技術的關係を有しているとは認められない。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1-9, 14-15

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.